

# **Elaboração de um método semiautomático para detecção do tecido adiposo epicárdico em Imagens de Ressonância Magnética**

**Cristiana Araújo**

Mestrado em Física Médica

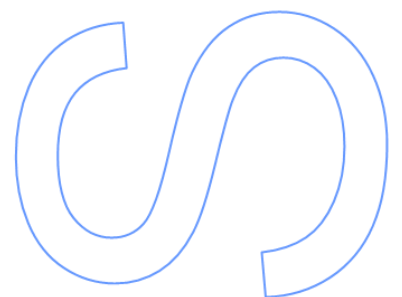
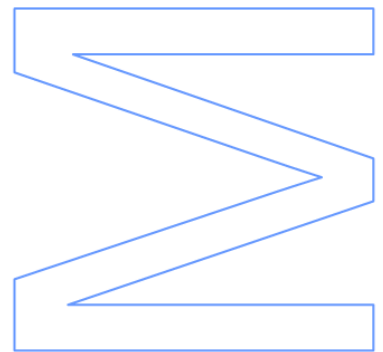
Departamento, de Física

2014/2015

**Orientador**

Prof. Dr. André Marçal, FCUP

Prof. Dr. Nuno Bettencourt, FMUP



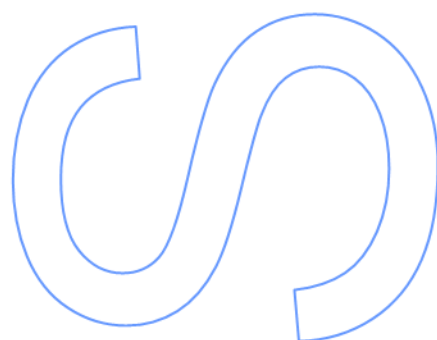
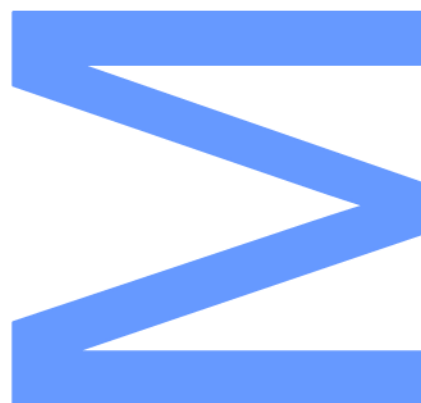




Todas as correções determinadas pelo júri, e só essas, foram efetuadas.

O Presidente do Júri,

Porto, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_





"Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é mais que uma gota de água no mar.

Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota."

*Madre Teresa de Calcutá*



## DEDICADO....

... ao meu marido Bruno, meu grande amor, pelo seu companheirismo e suporte.  
... à minha filha Mariana, a minha razão de viver.  
... aos meus pais e sogros, pelo seu suporte, em especial à minha mãe, a minha grande referência.

*“A medida do amor é amar sem medida”*  
Santo Agostinho





# AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, Professor Doutor André Marçal e Professor Doutor Nuno Bettencourt, por me ajudarem e encorajarem à constante aprendizagem. Pois nunca me deixaram desistir mesmo em tempos difíceis e sem os seus bons conselhos e disponibilidade não teria sido possível efectuar este trabalho.

À Dra. Jennifer Mâncio, Cardiologista do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, pela prontidão e disponibilidade em me facultar os seus casos. Aos Técnicos de Radiologia do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, David Monteiro e Nuno Almeida, pela ajuda na optimização e aquisição das imagens para a realização deste trabalho, sem esta equipa fantástica não seria possível a obtenção dos casos.

Aos meus colegas de trabalho, que me ajudaram na avaliação dos casos, Davide Freitas e Pedro Monteiro, muito obrigado, pela vossa disponibilidade e tempo despendido na avaliação manual da quantificação de gordura.

Aos meus amigos do mestrado que sempre me apoiaram e juntos conseguimos concluir cada etapa.

Aos meus amigos e família, obrigado por todo carinho, apoio e incentivo dado.

A todos os que não mencionei mas a que a certo ponto foram importantes, para a realização deste trabalho.



## RESUMO

O estudo da gordura epicárdica é de extrema importância, uma vez que existe uma relação entre as doenças cardiovasculares e as adipocinas que são as hormonas segregadas quando há a presença deste tecido.

Esta gordura poderá ser estudada por vários métodos imagiológicos, como é o caso da ressonância magnética. A ressonância magnética cardíaca é uma técnica que permite ao clínico, informação detalhada sobre o funcionamento cardíaco e a patologia cardíaca.

Numa ressonância magnética cardíaca, o clínico poderá ter a informação sobre os volumes, fracção de ejeção, entre outras características fisiológicas cardíacas do paciente. Acrescentando apenas cerca de 10 minutos ao exame é possível efectuar imagens que permitem visualizar a gordura cardíaca e permitem dar informação adicional ao exame de ressonância magnética.

Contudo avaliar um exame de ressonância magnética requer bastante tempo ao utilizador, uma vez que é necessário delimitar o miocárdio em vários cortes (para avaliar os volumes, fracção de ejeção) e quantificar a gordura torna-se um trabalho acrescido. Assim sendo, surgiu a necessidade de criar uma metodologia para detecção automática ou semiautomática da gordura epicárdica na Ressonância Magnética Cardíaca.

As imagens utilizadas por Ressonância Magnética apresentam-se com zonas de densidades díspares, o coração e os pulmões apresentam-se com baixo sinal e a gordura nas diferentes zonas, com alto sinal, devido ao padrão da sequência. O pericárdio nas imagens por RM surge com linha/ponto com baixo sinal no meio da gordura, separando a gordura extracardíaca da epicárdica.

Tendo em conta os limites e a intensidade de sinal do pericárdio, foi desenvolvido um programa em *Matlab*, para delimitar a linha pericárdica, utilizando gráficos de intensidade. Posteriormente foi delimitada a área cardíaca, utilizando também os gráficos de intensidade, delimitando assim o tecido adiposo pericárdico.

O método foi testado num grupo de imagens de 10 doentes, resultando num conjunto de valores que foram comparados com a média da avaliação de três utilizadores para cada imagem.

Em 10 casos testados verificou-se que o valor da área detectada continha um erro aceitável, em relação à medição manual seguindo o estudo de *fluchter et al* (menor que 18%).

Conclui-se assim, que o método desenvolvido consegue de uma forma quase autónoma ou com uma interação mínima calcular o valor da gordura epicárdica, nas imagens de RM testadas.

**Palavras-Chave:** tecido adiposo epicárdico, ressonância magnética cardíaca, Matlab.



## Abstract

The goal of this study was automatically quantify the epicardial fat by magnetic resonance imaging. It is very important to study the epicardial fat since there is a relationship between cardiovascular diseases and adipokines that are secreted hormones that when there is the presence of this tissue.

This fat may be studied by several imaging methods such as magnetic resonance imaging (MRI). Cardiac MRI (CMR) is a technique that allows a clinician, detailed information about heart function and cardiac pathology.

In a CMR, the clinician may have information about the volumes, ejection fraction, among other cardiac physiological characteristics of the patient. Adding only about 10 minutes to the exam is possible to do images that let you see the heart fat and give us additional information to the MRI exam.

However evaluate an MRI requires a long time for the user, since it is necessary to determine the myocardium in several section (for evaluation of volumes, ejection fraction) and quantifying fat becomes a job increased. Therefore, it became necessary to create a methodology for automatic or semiautomatic detection of epicardial fat in CMR.

The images of MRI have different density, the heart and lungs have low signal and the fat in different zones have high signal, in this kind of sequence. The pericardium in MRI images presents with a decrease of signal in the middle of a high signal (fat).

Taking into account the limitations of the pericardium and signal intensity, a program was developed in *Matlab*, to delimit the pericardial line using intensity graphs. Then, the cardiac area was defined, also using the intensity of graphics, thus delimiting the pericardial adipose tissue.

The method was tested on a group of images for 10 patients, resulting in a set of values which have been compared with the mean evaluation of three users for each image.

In 10 cases tested verified that the detected area value contained an acceptable error compared to the manual measurement, just like in the study of *fluchter et al* (less than 18%).

We conclude that the developed method can an almost autonomously, or with minimal interaction calculate the value of epicardial fat in images of MRI tested.

**Key-Words:** epicardial fat tissue, cardiac magnetic resonance, *Matlab*.

# Índice

<b>A G R A D E C I M E N T O S</b>	<b>vi</b>
<b>RESUMO</b>	<b>viii</b>
<i>Abstract</i>	<i>x</i>
<i>Índice</i>	<i>xi</i>
<i>Índice de Figuras</i>	<i>xiii</i>
<i>Índice de tabelas</i>	<i>xv</i>
<i>Abreviaturas</i>	<i>xvi</i>
<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>2</b>
<i>1.1. A importância do estudo da gordura epicárdica</i>	<i>3</i>
<i>1.2. Contribuição de um método de quantificação de gordura automática por ressonância magnética</i>	<i>4</i>
<b>C a p í t u l o II</b>	<b>6</b>
<b>ANATOMIA E FISIOLOGIA CARDÍACA</b>	<b>6</b>
<i>2.1. Anatomia Cardíaca</i>	<i>6</i>
<i>2.1.1. Localização e topografia</i>	<i>6</i>
<i>2.1.2. Anatomia cardíaca topográfica por camadas</i>	<i>7</i>
<i>2.2 Fisiologia Cardíaca</i>	<i>9</i>
<i>2.2.1. Ciclo Cardíaco</i>	<i>9</i>
<i>2.2.2. Sistema de Condução eléctrico</i>	<i>10</i>
<i>2.2.3. Electrocardiograma</i>	<i>11</i>
<b>C a p í t u l o III</b>	<b>14</b>
<b>RESSONÂNCIA MAGNÉTICA</b>	<b>14</b>
<i>3.1 Princípios físicos</i>	<i>14</i>
<i>3.1.1. Momentos nucleares e a Ressonância Magnética</i>	<i>14</i>
<i>3.1.2 Aplicação de um campo de radiofrequência (B1)</i>	<i>16</i>
<i>3.1.3. Tempos de relaxamento</i>	<i>17</i>
<i>3.2. Princípios de formação da imagem por Ressonância Magnética</i>	<i>20</i>
<i>3.2.1. Gradientes de campo magnético</i>	<i>20</i>
<i>3.2.2. Selecção do corte</i>	<i>21</i>
<i>3.2.3. Codificação de frequência</i>	<i>21</i>
<i>3.2.4. Codificação de fase</i>	<i>22</i>
<i>3.2.5. Espaço K</i>	<i>22</i>
<i>3.2.6. Método de Obtenção dos dados</i>	<i>23</i>

<b>3.3. Ressonância Magnética Cardíaca</b>	<b>23</b>
3.3.1 <i>Requisitos e Hardware</i>	<b>23</b>
3.3.2. <i>Imagem Paralela</i>	<b>24</b>
<b>Capítulo IV</b>	<b>34</b>
<b>MÉTODO</b>	<b>34</b>
<i>(Dey et al., 2012)</i>	<b>35</b>
<b>4.1. A Quantificação do tecido adiposo epicárdico por RM de forma manual</b>	<b>36</b>
4.1.1. <i>Características das imagens nas sequências utilizadas</i>	<b>36</b>
4.1.2. <i>Método manual de quantificação do tecido adiposo epicárdico</i>	<b>37</b>
<b>4.2. Método semi-automático de quantificação de tecido adiposo epicárdico</b>	<b>38</b>
4.2.1. <i>Formato DICOM.</i>	<b>38</b>
4.2.2. <i>Imagens utilizadas para aplicação do método.</i>	<b>38</b>
4.2.3. <i>Escolha do centro e o traçado de perfis</i>	<b>39</b>
<b>Capítulo V</b>	<b>50</b>
<b>ANÁLISE DE RESULTADOS</b>	<b>50</b>
<b>5.1. Dados de teste</b>	<b>50</b>
<b>5.2. Resultados</b>	<b>51</b>
<b>5.3. Análise dos Dados</b>	<b>57</b>
5.3.1. <i>Exclusão dos dados</i>	<b>57</b>
5.3.2. <i>Avaliação dos Dados</i>	<b>57</b>
5.3.2.1 – <i>Teste Kolmogorov-Smirnov</i>	<b>57</b>
5.3.2.2. – <i>Teste t</i>	<b>58</b>
5.3.2.3. – <i>Método de Blandman e Altman</i>	<b>59</b>
<b>Capítulo VI</b>	<b>62</b>
<b>CONCLUSÃO</b>	<b>62</b>
<b>6.1. Síntese do trabalho</b>	<b>62</b>
<b>6.2. Limitações do estudo</b>	<b>63</b>
<b>6.3. Sugestão para trabalho futuro</b>	<b>63</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>64</b>

## Índice de Figuras

<b>Fig. 1</b> Localização cardíaca,	<b>6</b>
<b>Fig. 2</b> Anatomia topográfica cardíaca,	<b>7</b>
<b>Fig. 3</b> Pericárdio,	<b>8</b>
<b>Fig. 4.</b> Sistema de condução elétrico cardíaco	<b>10</b>
<b>Fig. 5</b> Esquema de um ciclo cardíaco, por ECG, comparando a actividade valvular.	<b>12</b>
<b>Fig. 6</b> Alinhamento dos spins em relação ao campo magnético externo	<b>15</b>
<b>Fig. 7</b> Precessão do núcleo de hidrogénio	<b>15</b>
<b>Fig. 8</b> Criação do vetor de magnetização transversal e recuperação do longitudinal	<b>17</b>
<b>Fig. 9</b> Tempo de relaxação T1	<b>18</b>
<b>Fig. 10</b> Tempo de relaxação T2	<b>18</b>
<b>Fig. 11</b> Tipos de contraste em RM. Imagens axiais do cérebro localizadas ao nível dos ventrículos laterais. Da direita para a esquerda: Ponderada em T1; Ponderada em T2; Ponderada em densidade protónica.	<b>19</b>
<b>Fig. 12</b> Efeito do gradiente sobre o campo magnético principal	<b>20</b>
<b>Fig. 13</b> Esquema representativo das formas de preenchimento do espaço k. A diferença entre a forma cartesiana (a) e a cêntrica (c) é que ao invés de iniciar o preenchimento por um dos extremos do espaço k, o método centrado inicia pela parte central	<b>22</b>
<b>Fig. 14</b> Scan normal versus Scan com a utilização da técnica imagem paralela	<b>24</b>
<b>Fig. 15</b> Trigger prospectivo.	<b>25</b>
<b>Fig. 16</b> Trigger retrospectivo.	<b>26</b>
<b>Fig. 17</b> Inspiração	<b>27</b>
<b>Fig. 18</b> Expiração	<b>27</b>
<b>Fig. 19</b> Imagem representativa da sincronização cardíaca e da leitura do ciclo diafragmático utilizando a técnica de <i>freebreathing navigator-echo acquisition</i>	<b>28</b>
<b>Fig. 20</b> Imagem representativa de um vaso com um pulso de excitação de 90°	<b>29</b>
<b>Fig. 21</b> Imagem que representa uma sequência spin eco (A) Aplicação de pulso não selectivo; (B) Aplicação de pulso selectivo ao corte; (C) momento final, em que a recuperação de magnetização no corte é zero.	<b>30</b>
<b>Fig. 22</b> Esquema que representa uma sequência gradiente eco	<b>31</b>
<b>Fig. 23</b> Avaliação pelo método manual do tecido adiposo epicardico	<b>35</b>
<b>Fig. 24</b> – Características de uma imagem DIR.	<b>36</b>
<b>Fig. 25</b> – <i>Exemplo da detecção manual da gordura epicárdica em imagem de RM</i>	<b>37</b>
<b>Fig. 26</b> - Imagem 32 bits (à esquerda) e 8 bits (à direita).	<b>38</b>
<b>Fig. 27</b> – Esquerda, gráfico de perfil de intensidade do centro para a periferia em relação á linha vermelha da imagem á direita	<b>39</b>
<b>Fig. 28</b> – Figura dividida em quatro quadrantes	<b>40</b>
<b>Fig. 29</b> – Imagem com traçado de raios de 5°	<b>40</b>
<b>Fig. 30</b> - 1° quadrante da imagem teste: à esquerda visualiza-se duas zonas diferentes; à direita as setas delimitam a zona da linha pericárdica	<b>41</b>
<b>Fig. 31</b> Avaliação do perfil de intensidade de uma parte da zona <i>a</i>	<b>41</b>
<b>Fig. 32</b> - Avaliação do perfil de intensidade da zona <i>b</i> (0°)	<b>42</b>
<b>Fig. 33</b> – 2° quadrante das imagens de teste, á esquerda – à direita as setas delimitam a zona da linha do pericárdio	<b>43</b>
<b>Fig. 34</b> - Avaliação do perfil de intensidade do 2° quadrante	<b>43</b>
<b>Fig. 35</b> - 3° quadrante das imagens de teste, á esquerda duas zonas diferentes ( <i>a</i> e <i>b</i> ) – à direita as setas delimitam a zona da linha do pericárdio	<b>44</b>
<b>Fig. 36</b> - Avaliação do perfil de intensidade do 3° quadrante (180°)	<b>44</b>
<b>Fig. 37</b> – Gráfico de perfil das intensidades para a imagem da figura 36	<b>45</b>
<b>Fig. 38</b> - Avaliação do perfil de intensidade do 3° quadrante	<b>45</b>
<b>Fig. 39</b> -4° quadrante das imagens de teste, á esquerda – à direita as setas delimitam a zona da linha do pericárdio	<b>46</b>
<b>Fig. 40</b> - Avaliação do perfil de intensidade do 4° quadrante	<b>46</b>



	FCUP	xiv
	Desenvolvimento de um método semi-automático para detecção da gordura epicárdica	
<b>Fig. 41</b> - Avaliação do perfil de intensidade do 4º quadrante		<b>47</b>
<b>Fig. 42</b> - Coroa circular vs segmento calculado para calcular a área da gordura epicardica		<b>48</b>
<b>Fig. 43</b> - Orientação dos cortes		<b>50</b>
<b>Fig. 44</b> – Avaliação da gordura epicárdica do caso 3 (corte5 a 9)		<b>56</b>
<b>Fig. 45</b> - Gráfico demonstrando a correlação entre o valor esperado e observado		<b>58</b>
<b>Fig. 46</b> - Gráfico demonstrando a variação entre a diferença entre o método e os observadores		<b>59</b>
<b>Fig. 47</b> - Correlação Blandman & Altman		<b>60</b>

Índice de tabelas

Tabela 1 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 1.....51  
Tabela 2 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 2.....51  
Tabela 3 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 3.....52  
Tabela 4 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 4.....52  
Tabela 5 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 5.....53  
Tabela 6 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 6.....53  
Tabela 7 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 7.....54  
Tabela 8 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 8.....54  
Tabela 9 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 9.....55  
Tabela 10 -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 10.....55  
Tabela 11 – Análise dos cortes 5 ao 9 para o caso 3 .....57  
Tabela 12 – Teste da normalidade .....57  
Tabela 13 – Teste t.....59

## Abreviaturas

2D - Duas dimensões  
3D - Três dimensões  
ACR – American College of Radiology  
B0 – Campo externo  
B1 - Pulso de Radiofrequência  
BFFE - Balanced Fast Field Echo  
DICOM – Digital Imaging and Communicatican Medical  
DIR – Double Inversion Recovery  
DP – Densidade Protónica  
ECG – Electrocardiograma  
ETL – Echo Train Length  
FA - Flip Angle  
FFE – Fast Field Echo  
FID - Free Induction Decay  
FLASH – Fast Low Angle Shot  
FOV – Field of View  
FSE – Fast Spin Echo  
M0 – Vetor de Magnetização Efectiva  
NEMA – National Electrical Manufacturer Association  
PC – Phase Contrast  
RF – Radiofrequência  
RM - Ressonância Magnética  
RMC – Ressonância Magnética Cardíaca  
SE – Spin Echo  
SSFP – Steady State Free Precession  
STIR – Short Tau Inversion Recovery  
TAE – Tecido Adiposo Epicárdico  
TC - Tomografia Computorizada  
TE – Tempo de Eco  
TI – Tempo de Inversão  
TOF – Time of Flight  
TR – Tempo de Repetição  
UH - Unidades Hounsfield



# Capítulo I

## INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, a Tomografia Computorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM) tiveram um desenvolvimento particularmente relevante na área cardiovascular. Graças à sua elevada resolução temporal e espacial apresentam-se agora como métodos de eleição no diagnóstico de várias patologias cardíacas.

A Ressonância Magnética Cardíaca (RMC) é uma modalidade que permite avaliar a área cardíaca com grande precisão anatómica e funcional. Permite também identificar e quantificar com clareza a cicatriz miocárdica, defeitos de perfusão isquémicos e não-isquémicos, e alterações da contractilidade segmentar. Além disso, permite a detecção de tecido adiposo epicárdico (TAE) – que tem sido associado a doença cardiovascular. A sua quantificação tem suscitado um grande interesse na comunidade médica, uma vez que os seus efeitos deletérios parecem ter uma relação directa com o seu volume total. No entanto, a quantificação de TAE por RMC implica um pós-processamento moroso para o utilizador, limitando o tempo de diagnóstico.

A TC tem sido utilizada com grande sucesso na quantificação deste tecido e tem a vantagem de ser um método robusto, reproduzível e totalmente volumétrico (Bettencourt et al, 2009). Foram já descritos métodos automáticos e semi-automáticos para detecção do TAE usando TC (Figueiredo et al). Em relação à RMC, a literatura é escassa e, apesar de teoricamente possível, nunca foi descrito ou testado um método automático de quantificação volumétrica.

O objectivo deste trabalho foi testar o desempenho de um método automático para a avaliação global tecido adiposo epicárdico usando RMC, comparando-o com a avaliação manual.

Este trabalho está dividido em seis capítulos: o primeiro descreve o teor do trabalho, a importância do estudo e como é que foi efectuado; o segundo diz respeito a anatomia e fisiologia cardíaca; o terceiro faz uma breve introdução teórica à física da ressonância, tendo em conta a especificidade da Ressonância Magnética Cardíaca; por fim o quarto e o quinto capítulo referem-se a teoria e praticabilidade do método de quantificação de gordura; finalmente o sexto, último capítulo, conclui o trabalho respondendo aos objectivos propostos pelo trabalho.

## **1.1. A importância do estudo da gordura epicárdica**

A obesidade, resistência à insulina e síndrome metabólica, caracterizam-se pela expansão e inflamação do tecido adiposo, incluindo os depósitos que envolvem o coração e os vasos sanguíneos (Ouwens et al 2010).

O tecido adiposo segrega um número de citocinas, denominado de adipocinas. Estudos intensivos conduzidos ao longo das duas últimas décadas demonstram que as adipocitoquinas exercem grandes efeitos sobre o metabolismo e a função cardíaca. Além disso, os dados disponíveis sugerem congruentemente que estas citocinas desempenham um papel preponderante no desenvolvimento das doenças cardiovasculares (Toczyłowski et al, 2013).

O TAE é um depósito de gordura visceral torácica localizada ao longo das grandes artérias coronárias e na superfície externa dos ventrículos. A sua relação de estreita proximidade funcional e anatómica com os tecidos cardíacos, com os quais partilha o mesmo suprimento sanguíneo, distingue-o dos restantes depósitos de gordura visceral. Adicionalmente, não há qualquer separação entre o TAE e as artérias coronárias (Ouwens et al., 2010; Toczyłowski et al., 2013).

O papel fisiológico do TAE permanece obscuro, no entanto as suas funções incluem tamponamentos putativos das artérias coronárias devido a torção induzida pela onda de pulso arterial e contracção cardíaca. Inclui também uma obrigatoriedade na regulação da homeostase dos ácidos gordos na microcirculação coronariana, na termogénese e neuroprotecção anatómica dos gânglios e nervos cardíacos (Toczyłowski et al., 2013).

A obesidade (especialmente a de elevado fenótipo abdominal) conduz para um elevado aumento do TAE, e os dados disponíveis em estudos sugerem que a elevada quantidade de gordura presente está associado a um aumento do risco de doença isquémica cardíaca/hipertrofia cardíaca e disfunção diastólica (Toczyłowski et al., 2013).

A massa do TAE é pequena em comparação com outros depósitos de gordura no corpo. No entanto a sua estreita relação anatómica com o coração sugere que este é um órgão com uma extrema sensibilidade às adipocinas, o que torna de extrema importância o estudo deste tecido (Toczyłowski et al., 2013).

## **1.2. Contribuição de um método de quantificação de gordura automática por ressonância magnética**

A medição da gordura epicárdica por técnicas imagiológicas como a TC e a RM são fiáveis, e podem representar um papel preponderante no estadiamento do risco cardiovascular. As imagens utilizadas para a quantificação da gordura epicárdica, muitas vezes têm ruído e a definição da linha pericárdica é difícil de visualizar.

A RM tem também um papel preponderante na avaliação da gordura corporal, as sequências utilizadas são sequências que saturam a água e o sangue, mas que apesar de se visualizar um pouco melhor o pericárdio, existem zonas que é muito difícil de conseguir delinear-lo. Este facto, faz com que haja por vezes, discrepâncias entre quantificações executadas por diferentes operadores, como será possível visualizar, um pouco mais à frente.

O principal contributo desta tese é obter um método automático ou semi-automático que permita facilitar ao operador a medição da área da gordura epicárdica, para evitar a forma tradicional, que é extremamente trabalhosa e morosa.

Conseguindo definir a linha pericárdica, poderá ser um grande passo para obter um método mais automatizado, este método poderá não ser completamente automático, devido à dificuldade de identificar nos cortes mais à periferia a linha pericárdica. Contudo, uma solução semiautomática com uma interacção mínima do utilizador para quantificar a gordura poderia ser de grande utilidade.

A verdade é que já há alguns métodos automáticos para quantificar esta gordura mas são em TC. O objectivo deste trabalho é demonstrar um método em RM, uma vez que esta técnica está cada vez a ser mais utilizada, pois consegue dar ao Cardiologista várias informações relevantes sobre o paciente: como é o caso da fracção de ejeção, volumes, defeitos de perfusão, entre outros. Todos estes dados permitem dar um prognóstico mais correcto ao doente.





## Capítulo II

# ANATOMIA E FISIOLOGIA CARDÍACA

O capítulo II apresenta uma breve descrição acerca da anatomia e fisiologia humana, que permitirá compreender conceitos associados às imagens cardíacas adquiridas de ressonância magnética.

### 2.1. Anatomia Cardíaca

#### 2.1.1. Localização e topografia

O coração é um órgão muscular cavitário que apresenta uma forma cónica, com a base voltada para trás e para a direita. O ápice é projectado para a frente e para a esquerda e tem o tamanho aproximado do punho do indivíduo que o possui. (Seeley et al, 2007; Paulsen & Waschke, 2010).

Ao olhar para a figura 1, observa-se que este se localiza sobre o diafragma, entre o esterno e a coluna vertebral, e entre os 2 pulmões, perto da linha média da cavidade torácica, no mediastino médio (Seeley et al, 2007; Paulsen & Waschke, 2010).

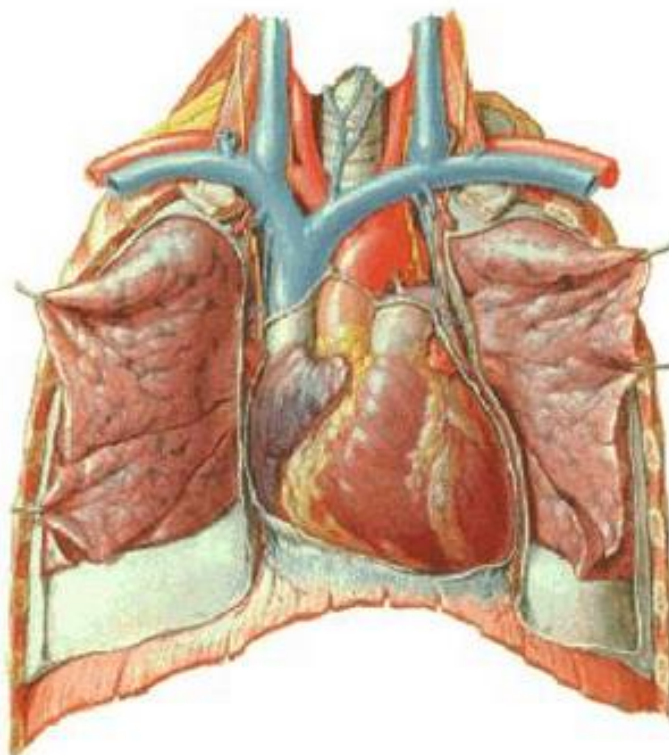


Fig. 1 Localização cardíaca,  
(Netter, 2006)

O coração tem três faces: a ventral ou esternocostal, sobre a qual os pulmões se sobrepõem, deixando exposta apenas uma pequena porção; a face inferior, que repousa sobre o diafragma, recebendo também o nome de face diafragmática; e a face lateral esquerda, formada principalmente pelo ventrículo esquerdo, que produz a impressão cardíaca na face medial do pulmão esquerdo (Netter, 2006).

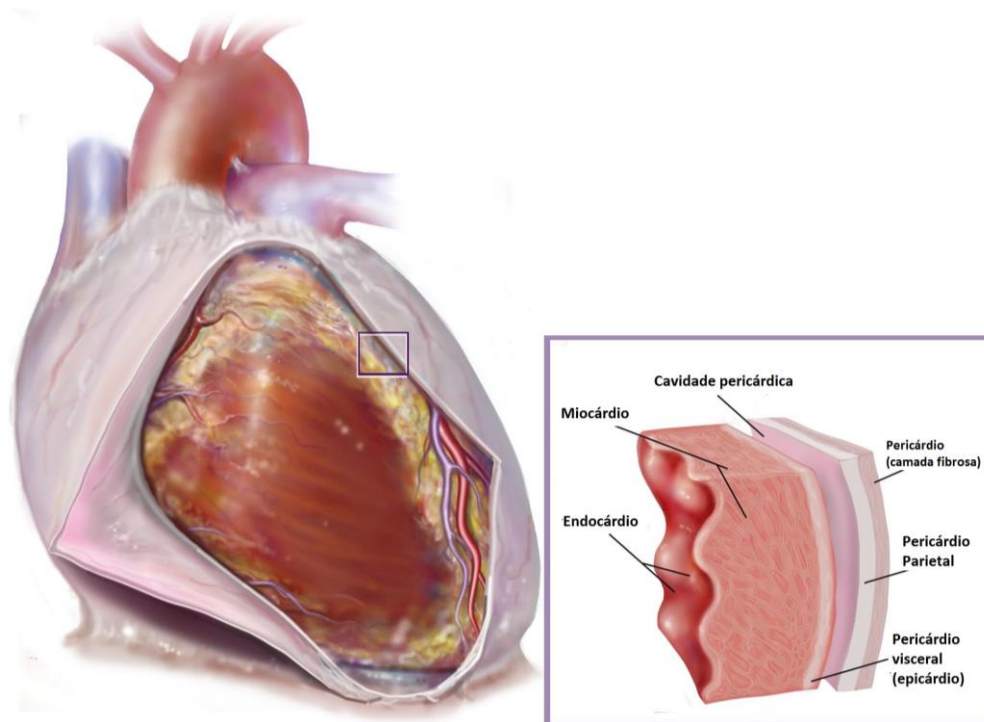
Na sua face anterior, para além dos pulmões, o coração relaciona-se com o esterno, costelas e músculos intercostais. A sua vertente posterior relaciona-se com a aorta descendente, esófago e veia ázigos. Lateralmente relaciona-se com os pulmões, hilos pulmonares, nervos frénicos e vagos (Netter, 2006).

O coração de um adulto mede cerca de 12 cm de comprimento por 8 a 9cm de largura na sua parte mais larga. O seu peso, no homem, varia de 280 a 340 gramas; na mulher, de 230 a 280 gramas (Netter, 2006).

### 2.1.2. Anatomia cardíaca topográfica por camadas

A parede do coração é composta de três camadas: pericárdio (externa), miocárdio (média) e endocárdio (interna) (Netter, 2006).

Uma vez que este trabalho se focaliza mais na zona do pericárdio, este será abordado com maior ênfase.

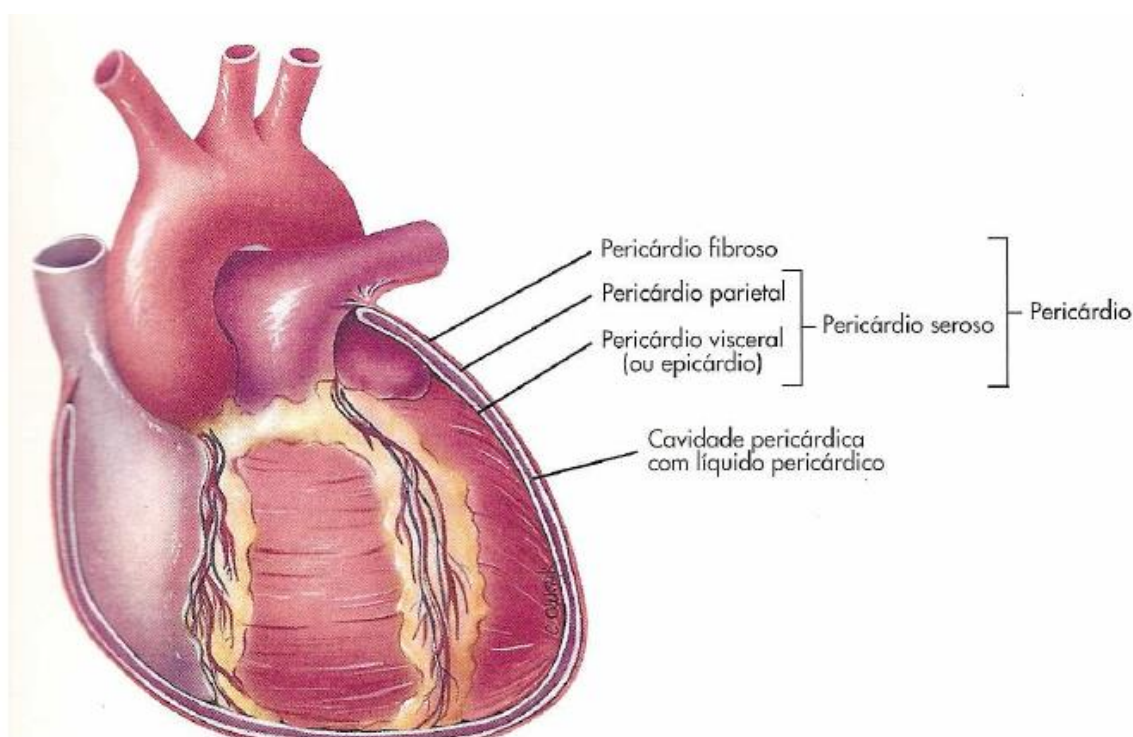


**Fig. 2** Anatomia topográfica cardíaca por camadas (Netter, 2006)

O pericárdio é uma membrana fibro-serosa que envolve o coração e as raízes dos grandes vasos. Este é constituído por uma camada externa, o pericárdio fibroso e uma camada mais interna que é denominada de serosa, e que, por sua vez, se divide em pericárdio parietal e pericárdio visceral ou epicárdio (figura2) (Seeley et al., 2007;Paulsen & Waschke, 2010).

O epicárdio reveste interiormente o saco fibroso e cobre externamente o coração, proporcionando a estas duas estruturas superfícies lisas e escorregadias, completamente livres e móveis, mesmo estando em contacto; reveste as aurículas e os ventrículos e os grandes vasos por 2 ou 3 cm. A membrana serosa que reveste o saco fibroso é chamada pericárdio parietal. As duas partes das membranas serosas são contínuas uma com a outra, e o ponto em que a visceral termina e se reflecte para transformar-se na parietal é chamado reflexão do pericárdio (Seeley et al., 2007; Netter, 2006)

A cavidade pericárdica é um espaço potencial, preenchido por um líquido seroso ou aquoso, entre as duas membranas pericárdicas justapostas. Esta permite o livre movimento cardíaco (Seeley et al., 2007).



**Fig. 3** Pericárdio,  
(Adaptado de: Seeley et al., 2007)

## 2.2 Fisiologia Cardíaca

### 2.2.1. Ciclo Cardíaco

Para a sobrevivência das células são necessários: nutrientes e oxigénio, que são transportados através do sangue. O coração funciona como uma bomba que impulsiona o fluxo de sangue de forma a percorrer essa rede de vasos, onde as quatro câmaras cardíacas têm um papel fundamental (Seeley et al., 2007).

As aurículas funcionam principalmente como reservatórios, já os ventrículos funcionam como bombas de impulso. O ciclo cardíaco é um processo repetitivo que decorre desde uma contracção ventricular até ao início da contracção ventricular seguinte (Seeley et al., 2007).

As variações de pressão produzidas dentro das câmaras cardíacas, originadas pela contracção muscular, são responsáveis pelo fluxo do sangue, já que este se move das áreas de alta pressão para as de baixa pressão (Seeley et al., 2007).

O ciclo cardíaco é dividido em duas fases principais:

- ✓ A sístole que corresponde ao período de contracção ventricular e ejeção do sangue para as artérias;
- ✓ A diástole que corresponde ao período de relaxamento ventricular e enchimento dos ventrículos com sangue proveniente das aurículas.

Imediatamente antes do início da sístole, as aurículas e os ventrículos estão relaxados, os ventrículos estão repletos de sangue, as válvulas semilunares estão encerradas e as válvulas auriculoventriculares estão abertas pois deixaram passar o sangue das aurículas para os ventrículos (Seeley et al., 2007).

Quando a sístole começa, a contracção dos ventrículos leva ao aumento das pressões ventriculares e o sangue reflui na direcção das aurículas fechando as válvulas auriculoventriculares. Durante esta fase, e por curto intervalo de tempo, apesar do aumento das pressões ventriculares nenhum sangue é ejectado dos ventrículos e todas as válvulas estão encerradas. Este breve intervalo denomina-se período de contracção isovolumétrica, porque o volume de sangue nos ventrículos não se altera (Seeley et al., 2007).

À medida que os ventrículos continuam a contrair, as pressões ventriculares superam as pressões da artéria pulmonar e da aorta, o que leva a que, durante o período de ejeção, as válvulas semilunares se abram e deixem o sangue sair dos ventrículos para as artérias (Seeley et al., 2007).

No início da diástole, os ventrículos relaxam e a pressão ventricular cai abaixo das pressões da artéria pulmonar e da artéria aorta, o que leva ao encerramento das válvulas semilunares. Todas as válvulas cardíacas ficam encerradas, e nenhum sangue entra nos ventrículos durante o período de relaxamento isovolumétrico (Seeley et al., 2007).

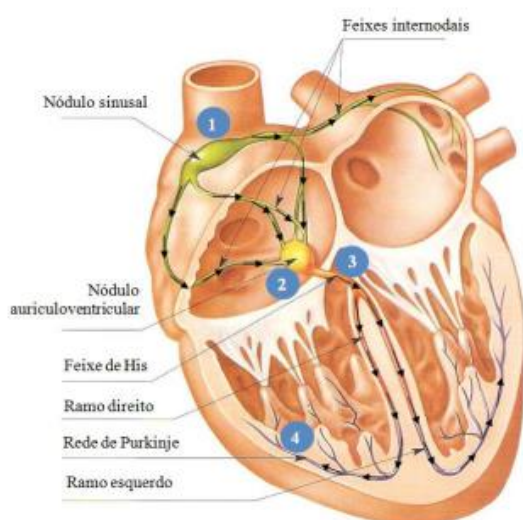
No decorrer da sístole ventricular e do período de relaxamento isovolumétrico, as aurículas relaxam e recebem sangue proveniente das veias. Durante o relaxamento gradual dos ventrículos, as pressões ventriculares tornam-se inferiores às auriculares, as válvulas auriculoventriculares abrem e o sangue flui das aurículas para os ventrículos relaxados (Seeley et al., 2007;Paulsen & Waschke, 2010).

Em repouso, a maior parte do enchimento ventricular é um processo passivo que resulta da maior pressão do sangue nas veias e nas aurículas que nos ventrículos completamente relaxados. A parte terminal do enchimento ventricular é um processo activo que depende do aumento da pressão auricular decorrente da contracção das aurículas (Seeley et al., 2007;Paulsen & Waschke, 2010).

A duração do ciclo cardíaco varia consideravelmente de uma pessoa para outra e também durante a vida de um indivíduo. O ciclo cardíaco normal, varia de 0.7 a 0.8 segundos, depende da capacidade contráctil do músculo cardíaco e da integridade funcional do sistema de condução (Seeley et al., 2007).

### 2.2.2. Sistema de Condução eléctrico

Os batimentos cardíacos remetem-nos para uma ritmicidade que só é conseguida devido à transmissão dos potenciais eléctricos de acção que são capazes de provocar a contracção das fibras que constituem o músculo cardíaco, dando lugar à contracção sucessiva e sequencial das câmaras cardíacas (Moore et al, 2007).



Os impulsos eléctricos cardíacos são gerados de forma rítmica em sectores específicos do coração e propagam-se sequencialmente por todo o órgão através de feixes e redes de fibras especializados e são denominados de: nódulo sinoauricular (SA) ou sinusal, o nódulo auriculoventricular (AV) o feixe auriculoventricular (feixe de HIS) e ainda as fibras de Purkinje, todos eles microscópicos. Será explicado detalhadamente de seguida (Moore et al, 2007).

**Fig. 4.** Sistema de condução eléctrico cardíaco  
(Adaptado de: Moore et al, 2007)

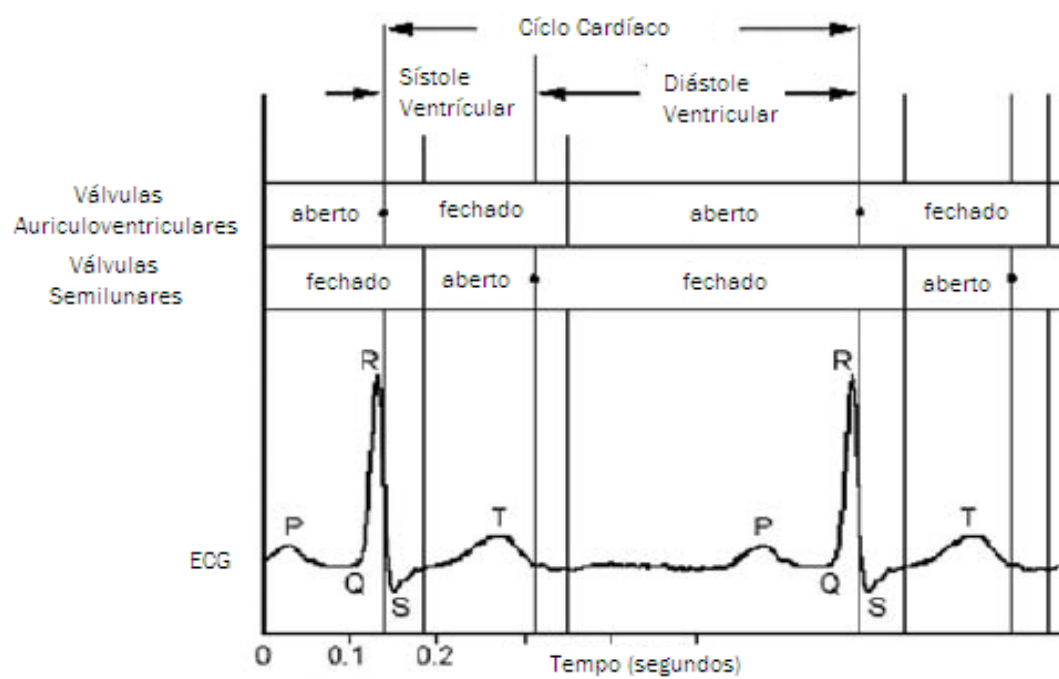
1. O nó sinoauricular, também denominado de *pacemaker* do coração, dá início ao ciclo cardíaco produzindo um impulso eléctrico que, através dos feixes internodais, se propaga às aurículas levando-as a contrair de forma simultânea e forçando a passagem do sangue para os ventrículos;
2. O impulso eléctrico passa para o nó auriculoventricular que, por sua vez o transmite a um feixe de condução do coração: o feixe auriculoventricular ou feixe de His;
3. O feixe de His divide-se nos ramos direito e esquerdo que propagam o impulso eléctrico a toda a musculatura ventricular;
4. Quando os potenciais de acção se deslocam pelo feixe de His e respectivos ramos para as fibras da rede de Purkinje, provocam a contracção ventricular (Moore et al, 2007).

### 2.2.3. *Electrocardiograma*

A condução dos potenciais de acção através do miocárdio, durante o ciclo cardíaco, produz correntes eléctricas que podem ser medidas na superfície corporal. Quando colocados eléctrodos na superfície do corpo, estes detectam os potenciais de acção que no seu somatório traduzem-se no gráfico de electrocardiograma (ECG) (Iaizzo, 2005).

Os potenciais de acção são gravados sob a forma de ondas, após serem detectadas por eléctrodos que são colocados à superfície da pele e mostrados por um equipamento denominado de electrocardiógrafo. Na prática o que adquirimos trata-se da soma de vários potenciais de acção num determinado momento e não de um potencial de acção isolado, como se poderia inferir (Iaizzo, 2005).

O ECG normal como é possível visualizar na figura 5 consiste numa onda P, num complexo QRS e numa onda T. A onda P é o resultado de potenciais de acção que causam a despolarização do miocárdio auricular e marca o início da contracção auricular. Durante a onda P, os ventrículos encontram-se relaxados. O complexo QRS é composto por três ondas: a onda Q, a onda R e a onda S. Este complexo tem origem na despolarização ventricular e assinala o início da contracção ventricular. Durante este intervalo de tempo, os ventrículos contraem e o sangue é ejectado do coração. Também é durante este intervalo que as aurículas repolarizam, mas este evento é ocultado pela grande despolarização que ocorre nos ventrículos. A onda T representa a repolarização dos ventrículos e precede ao relaxamento ventricular (Iaizzo, 2005).



**Fig. 5** Esquema de um ciclo cardíaco, por ECG, comparando a actividade valvular.  
(Adaptado de: Iaizzo, 2005)





# Capítulo III

## RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Para compreender melhor a RM, este capítulo destina-se a uma breve introdução acerca dos princípios físicos desta técnica seguido de uma explicação de como é o princípio de aquisição das imagens em RMC e o tipo de imagens adquiridas usando o ECG (prospectivo/retrospectivo).

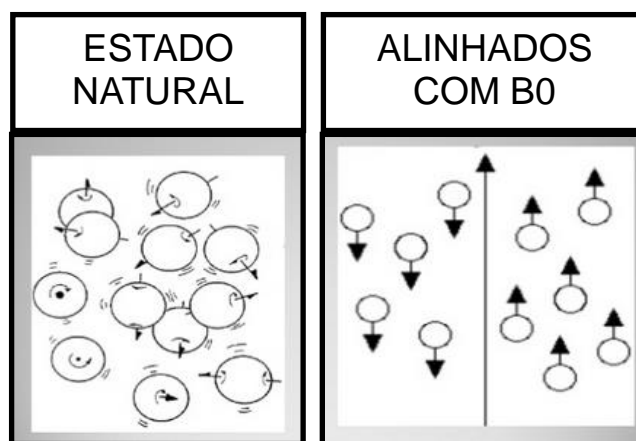
### 3.1 Princípios físicos

#### *3.1.1. Momentos nucleares e a Ressonância Magnética*

A Ressonância Magnética é um método de diagnóstico não invasivo que utiliza pulsos de radiofrequência (RF) que interagindo com determinados núcleos atômicos na presença de um campo externo ( $B_0$ ) permite obter imagens de elevado contraste entre as estruturas (Westbrook & Kaut, 1998).

Os núcleos têm que ter certas propriedades magnéticas e apesar de haver vários núcleos com essas propriedades a escolha decai no núcleo de hidrogénio. Este possui apenas um próton, é o mais abundante no corpo humano e possui uma elevada sensibilidade magnética devido a ter um momento magnético grande (Westbrook & Kaut, 1998).

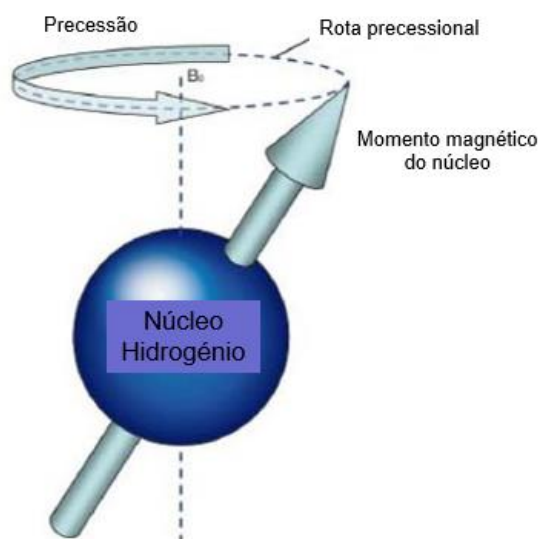
Quando não existe um campo magnético externo, os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogénio distribuem-se de forma aleatória (figura 6). Na presença de um campo magnético externo uniforme de alta potência, os momentos magnéticos alinham-se com o campo de forma paralela ou antiparalela (figura 6). Os núcleos de baixa energia alinham-se de forma paralela; os núcleos com elevada energia térmica contrariam a direcção do campo alinhando-se de forma antiparalela. Logo, a quantidade de núcleos antiparalelos ou paralelos vai depender da potência de  $B_0$  e da energia térmica dos núcleos (Westbrook & Kaut, 1998).



**Fig. 6** Alinhamento dos spins em relação ao campo magnético externo  
(Adaptado de: Catherine Westbrook & Carolyn Kaut, 1998)

Em equilíbrio térmico, existe sempre um excedente de núcleos de baixa energia em relação aos de alta energia. Logo, os momentos magnéticos dos núcleos alinhados paralelamente cancelam os alinhados de forma antiparalela. O excedente de núcleos alinhados paralelamente cria um vector (soma do alinhamento paralelo dos núcleos) denominado de vector de magnetização efectiva ( $M_0$ ) (Westbrook & Kaut, 1998; Mazzola, 2009).

Para além da rotação do núcleo sobre o seu próprio eixo este efectua uma rotação circular adicional do  $M_0$  em torno de  $B_0$  intitulada de precessão (figura 7).



**Fig. 7** Precessão do núcleo de hidrogénio  
(Adaptado de Schild, 1990)

A velocidade com que  $M_0$  oscila em torno de  $B_0$  é chamada de frequência de precessão e é expressa pela equação de Larmor (1):

$$\omega_0 = B_0 \times \gamma \quad (1)$$

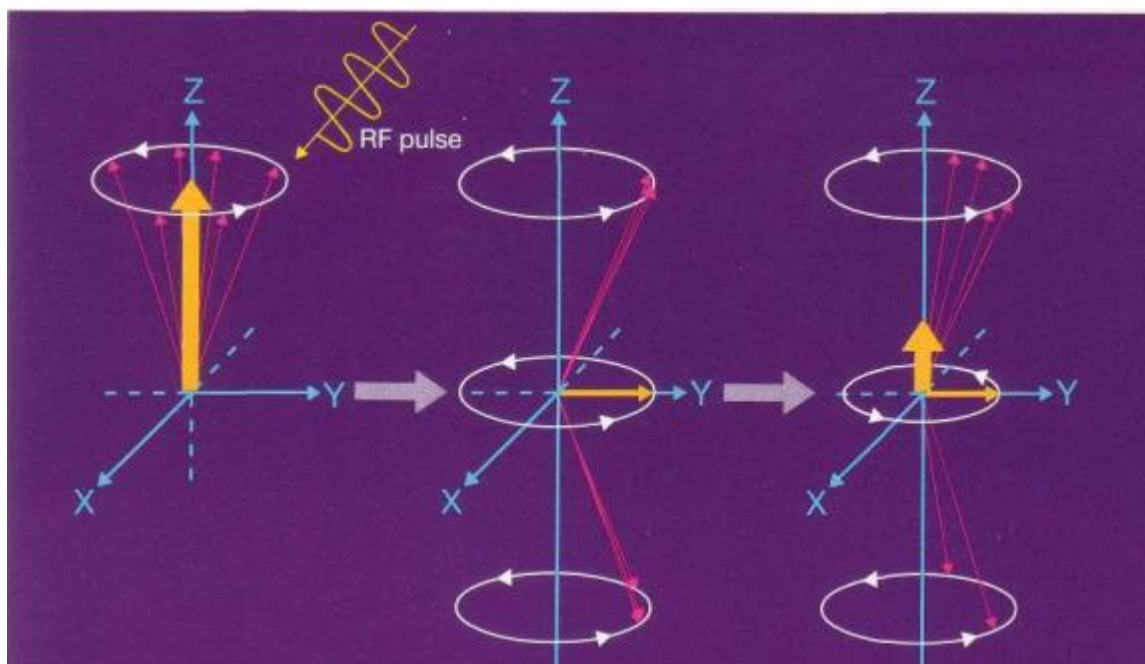
Na equação 1 é possível visualizar que a frequência de Larmor ( $\omega_0$ ) está directamente relacionada com o campo  $B_0$  e  $\gamma$  que é a razão giromagnética. Esta razão descreve a relação entre as propriedades mecânicas e magnéticas dos núcleos. A  $\gamma$  do hidrogénio é 42.57 MHz/T e para que ocorra o fenómeno de ressonância magnética é necessário a aplicação de um pulso com a frequência de precessão do  $M_0$  do hidrogénio, processo denominado de excitação (Mazzola, 2009).

Analisando a equação 1 se  $\gamma$  é constante com o aumento do campo a frequência de precessão aumenta. Tendo em conta a potência de campo magnético aplicado na prática clínica (entre 0.5T e 3T), a frequência de precessão encontra-se na gama das radiofrequências (Westbrook & Kaut, 1998).

### *3.1.2 Aplicação de um campo de radiofrequência ( $B_1$ )*

Segundo as leis de Faraday para que haja indução de uma corrente eléctrica numa bobina posicionada perpendicularmente ao plano transversal é necessário que o vector de magnetização  $M_0$  esteja parcial ou totalmente no plano transversal e possua coerência e fase (Garcia, 1998; Lufkin, 1999).

Para reorientar o vector de magnetização é aplicado um segundo campo magnético de curta duração. Este campo denominado de  $B_1$  (pulso de radiofrequência) deve ser perpendicular ao campo magnético e deve estar em fase com a frequência de precessão (Lufkin, 1999).



**Fig. 8** Criação do vector de magnetização transversal e recuperação do longitudinal  
(Adaptado de Schild, 1990)

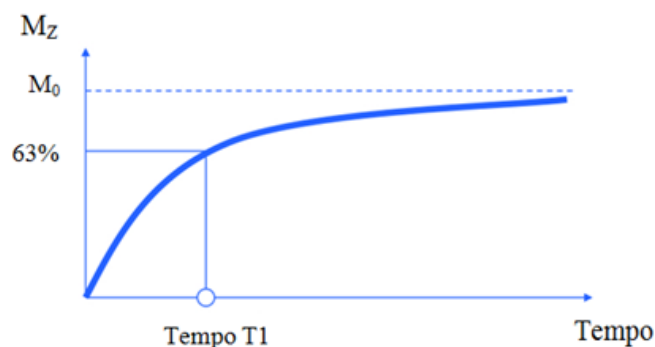
O efeito deste pulso é deslocar o vector  $M_0$  do alinhamento com  $B_0$  criando um ângulo chamado de Flip Angle (FA). Usualmente o ângulo é  $90^\circ$ , como podemos visualizar na figura 8 mas este depende da amplitude e da duração do campo  $B_1$ . O ângulo pode também ser de  $180^\circ$  e aí são chamados de pulsos de inversão. A emissão de pulso de RF é normalmente efectuada pela bobine de corpo, denominada de magneto e a detecção é feita por uma antena local (Lufkin, 1999).

### 3.1.3. Tempos de relaxamento

Quando o pulso de RF cessa, os prótons voltam ao seu estado de menor energia, mas nem todos o fazem ao mesmo tempo. Este é um processo contínuo como se um próton atrás do outro voltasse ao seu estado original, como podemos visualizar na figura 8 (Westbrook & Kaut, 1998).

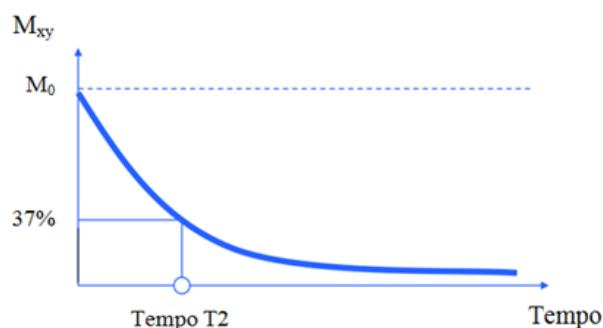
O vector magnético  $M_0$  volta progressivamente à sua posição inicial, a este processo é chamado de relaxamento. O retorno do vector de magnetização  $M_0$  pode ser representado por duas constantes de tempo  $T_1$  e  $T_2$ . A diferença de ambas a é a direcção da energia (Westbrook & Kaut, 1998).

O tempo  $T_1$  está relacionado ao tempo de retorno da magnetização do eixo transversal coordenada XY, para a coordenada Z, eixo longitudinal e é influenciada pela interacção dos spins com o meio, transferindo assim alguma energia dos spins para o meio, como é possível visualizar na figura 9 (Westbrook & Kaut, 1998).



**Fig. 9** Tempo de relaxação T1  
(Adaptado de Mazzola, 2009)

O tempo T2, ou normalmente denominado de relaxação T2 (figura 10), ocorre por meio da interacção de prótons com os campos magnéticos de outros núcleos e por causa das heterogeneidades de  $B_0$  (Mazzola, 2009).



**Fig. 10** Tempo de relaxação T2  
(Mazzola, 2009)

Por fim a diminuição do grau da magnetização transversal, está associada a um desfasamento dos “spins” de  $M_0$ , que induzem uma redução na voltagem induzida na antena receptora. Esta oscilação é denominada de declínio de indução livre do inglês, Free Induction Decay FID (Mazzola, 2009).

#### 3.1.4. Contraste na Imagem

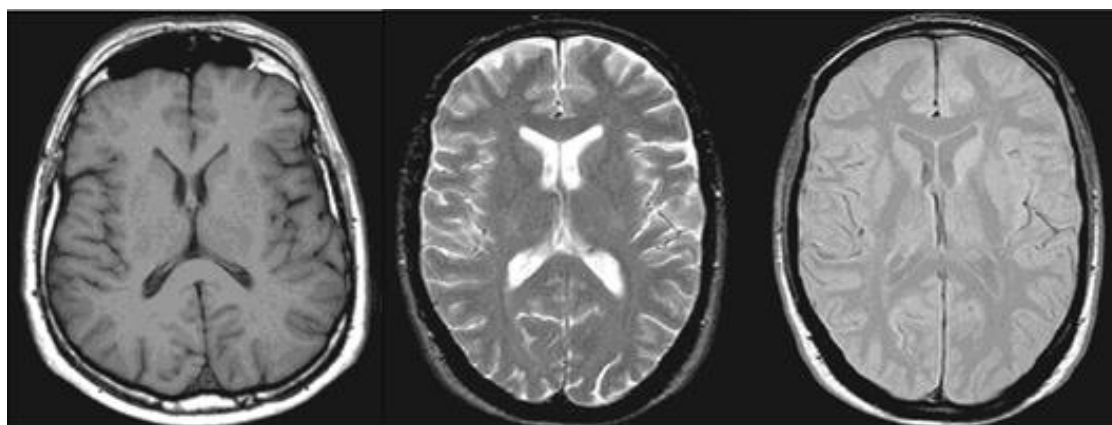
O contraste na imagem tem como objectivo distinguir e clarificar os limites de uma estrutura, o que é importante em ressonância magnética para o melhor diagnóstico possível. Nesta modalidade o contraste da imagem é muito preciso e diferenciado, existindo uma grande diversidade de intensidades de cinzentos (Westbrook & Kaut, 1998).

Quando um tecido é hiperintenso em ressonância magnética significa que tem uma grande componente de magnetização transversa que é captada pela antena, tal como foi dito

anteriormente, produzindo um grau de tonalidade mais claro na imagem (Westbrook & Kaut, 1998).

Por sua vez, quando o tecido tem uma componente de magnetização transversa de pequena amplitude o sinal que chega a antena é fraco, o tecido apresenta uma cor numa tonalidade mais escura e é denominado de hipointenso. Existem zonas intermédias de sinal que darão zonas com um contraste acinzentado (Westbrook & Kaut, 1998).

A variedade de intensidade de sinal captada pela antena receptora formará o contraste na imagem. Na figura 11 é possível visualizar diferentes ponderações de um corte cerebral central ao nível dos ventrículos (Schild, 1990).



**Fig. 11** Tipos de contraste em RM. Imagens axiais do cérebro localizadas ao nível dos ventrículos laterais. Da direita para a esquerda: Ponderada em T1; Ponderada em T2; Ponderada em densidade protónica.  
(Adaptado de Schild, 1990)

As imagens ponderadas em T1 são ideais para visualização de detalhes anatómicos. Nestas imagens, os tecidos com tempo de relaxamento T1 curto (nomeadamente o tecido adiposo) são destacados e apresentam hipersinal e os tecidos com tempo de relaxamento T1 longo (o osso cortical e as substâncias com um alto teor de água) apresentam hipossinal. As imagens ponderadas em T1 são obtidas através da utilização de um TR curto e de um TE curto (Westbrook & Kaut, 1998).

As imagens ponderadas em T2 são utilizadas para a avaliação patológica. Nestas imagens, os tecidos com tempo de declínio T2 curto (nomeadamente a gordura) apresentam hipossinal e os tecidos com tempo de declínio T2 longo (substâncias com alto teor de água) apresentam hipersinal. As imagens ponderadas em T2 são obtidas através da utilização de um TR longo e de um TE longo (Westbrook & Kaut, 1998).

O contraste por densidade protónica designa as diferenças na intensidade do sinal entre os tecidos que são decorrentes do seu número relativo de prótons por unidade de volume. Nestas imagens, os tecidos com um elevado número de prótons por unidade de volume (tecido cerebral) aparecem com hipersinal e os tecidos com baixa densidade de prótons (o osso cortical) aparecem com hipossinal. As imagens ponderadas em DP são obtidas através da utilização de um TR longo e de um TE curto (Westbrook & Kaut, 1998).

### 3.2. Princípios de formação da imagem por Ressonância Magnética

Até agora, além dos momentos nucleares e do seu comportamento perante um campo externo estático ( $B_0$ ) foi descrito a obtenção do sinal da imagem e do contraste de uma imagem devido aos diferentes tipos de tecidos. Contudo falta compreender o processo de construção de imagem nesta modalidade (Westbrook & Kaut, 1998).

Como é possível reconhecer e localizar a zona onde os sinais são emitidos pelos núcleos de hidrogénio? Uma vez que a frequência de precessão de cada núcleo é a função do valor do campo magnético externo, a resposta está em escolher a zona a estudar (selecção de corte); alterar o campo das restantes zonas para tornar esta única (codificação espacial do sinal) através dos gradientes (Westbrook & Kaut, 1998).

#### 3.2.1. Gradientes de campo magnético

Os gradientes do campo magnético são alterações de  $B_0$  criadas por três pares de bobinas localizadas no interior do magneto e orientados segundos os eixos (X,Y,Z). Quando uma corrente eléctrica passa pelo gradiente, induz a formação de um campo magnético em torno dele activando-o. O campo magnético adicional é subtraído ou somado ao campo magnético principal, alterando o valor do campo no eixo seleccionado.

Como podemos visualizar na figura 12 inicialmente o campo  $B_0$  está estável, ao sofrer a alteração do gradiente, apenas num ponto o gradiente se mantém com o mesmo valor (Bathista & Nogueira, 2002).

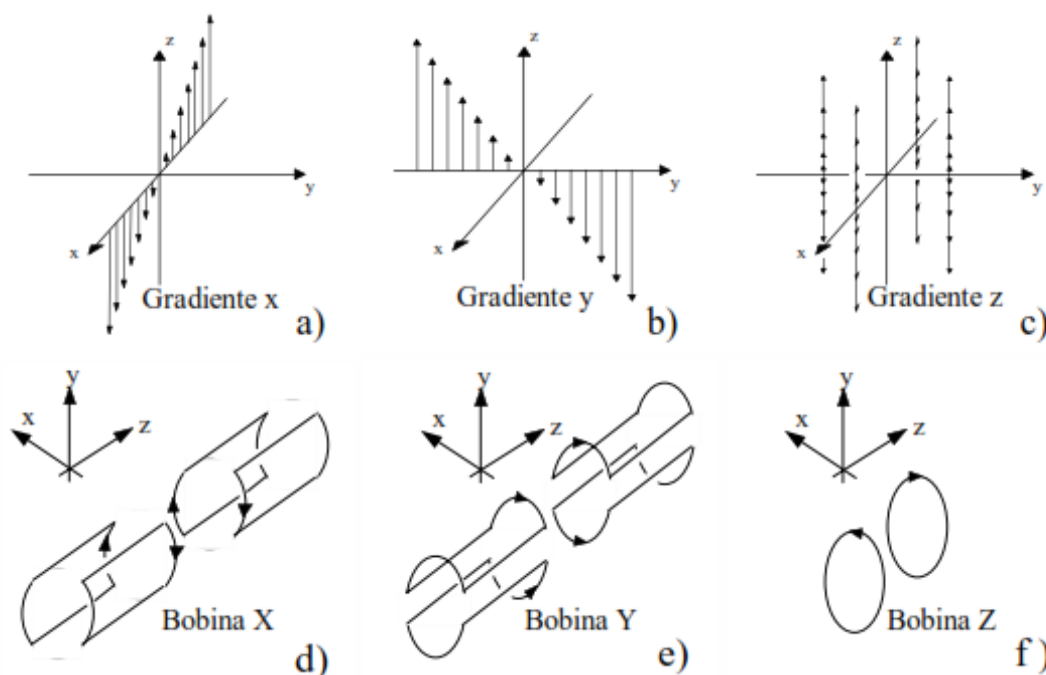


Fig. 12 Efeito do gradiente sobre o campo magnético principal  
(Bathista & Nogueira, 2002)

Os gradientes têm um importante papel durante as sequências de pulsos. Para além de poderem ser utilizados para tirar ou para recolocar em fase os momentos magnéticos dos núcleos, os gradientes permitem também executar as três principais tarefas na codificação:

1. Selecção do corte – localizar um corte no plano de exame seleccionado;
2. Codificação de frequência – localização espacial de um sinal ao longo do maior eixo da anatomia;
3. Codificação de fase – localização espacial de um sinal ao longo do eixo curto da anatomia.

Os gradientes caracterizam-se por: amplitude (mT/m), tempo de elevação *slew rate* (razão entre a amplitude máxima e o tempo de elevação – mT/m/s), e pelo ciclo de tarefa (tempo de activação do gradiente durante um período TR) (Bathista & Nogueira, 2002).

### 3.2.2. *Seleção do corte*

A selecção do corte é estabelecida através de um gradiente do campo magnético perpendicular ao plano de corte seleccionado. Tal como já foi referido ao longo do eixo do gradiente, o campo magnético varia e em consequência a frequência de precessão dos núcleos vai variando tendo um valor particular no ponto de intersecção com o plano escolhido (Bathista & Nogueira, 2002).

Aplicando um pulso de RF com uma estreita largura de banda de frequências, os núcleos excitados são apenas aqueles que, situando-se no eixo do campo ao longo do gradiente, têm frequências de precessão iguais às da largura de banda do pulso de RF. Fica deste modo seleccionado o plano de corte, e fica também garantido que os restantes planos que intersectam o gradiente não entram em ressonância porque a sua frequência de precessão é diferente (Bathista & Nogueira, 2002).

A espessura do corte depende da amplitude do gradiente de campo magnético e da largura de banda do pulso de RF. O intervalo entre os cortes é determinado pela inclinação do gradiente e pela espessura do corte (Bathista & Nogueira, 2002).

### 3.2.3. *Codificação de frequência*

Após a localização do corte, o sinal tem que ser localizado. O sinal é usualmente localizado por um processo denominado codificação de frequência. Para localizar o sinal ao longo do maior eixo da anatomia tal como foi dito anteriormente aplica-se um gradiente de campo perpendicular ao anterior, resultando que, em cada linha do corte previamente seleccionado, as frequências serão diferentes (Bathista & Nogueira, 2002).

O gradiente de codificação de frequência é activado quando o sinal é detectado na antena, e é frequentemente denominado de gradiente de leitura (Bathista & Nogueira, 2002).



### 3.2.4. Codificação de fase

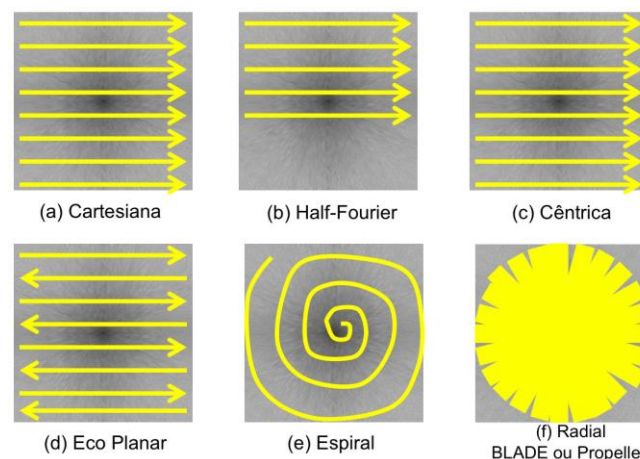
Tal como no longo eixo da anatomia também é necessário verificar a localização do sinal ao longo do curto eixo anatómico. Após a aplicação do campo B1 juntamente com o gradiente de selecção de corte, os núcleos precessam com a mesma frequência e fase. De forma perpendicular ao campo gerado para a obtenção da selecção de corte é gerado outro campo para a obtenção do gradiente de codificação de fase, que irá produzir uma variação de campo na direcção de um dos eixos do plano XY, alterando a frequência de precessão dos núcleos e como consequência a respectiva fase ao longo do eixo (Bathista & Nogueira, 2002).

Após os campos magnéticos que originaram os gradientes anteriores cessarem, o campo magnético principal retoma o seu valor inicial e a frequência de precessão volta também ao valor inicial, mas mantendo o desfaseamento adquirido. Esta diferença de fase entre os núcleos é usada para determinar a posição dos núcleos ao longo do eixo do gradiente (Bathista & Nogueira, 2002; Westbrook & Kaut, 1998).

### 3.2.5. Espaço K

O espaço K é o local imaginário do domínio do tempo onde são armazenados os dados que são obtidos durante um estudo. É útil visualizarmos o espaço k como uma matriz. Cada linha desta matriz será preenchida com o sinal proveniente do eco colectado na sequência de pulso. Podemos visualizar o espaço k na forma de uma matriz de tons de cinza. Cada ponto nesta matriz corresponde a uma intensidade de sinal (tom de cinza) e a uma posição no tempo e representa a amplitude do sinal recebido pela bobina naquele dado instante. Os eixos de coordenadas ( $x$  e  $y$  ou  $k_y$  e  $k_x$ ) deste espaço são, respectivamente, o gradiente de codificação de frequência e o gradiente de codificação de fase (Bathista & Nogueira, 2002; Westbrook & Kaut, 1998).

O armazenamento dos dados no espaço K é feito de forma organizada e, como ilustrado na Figura 13, existem várias formas de preenchimento deste espaço (Bathista & Nogueira, 2002; Westbrook & Kaut, 1998).



**Fig. 13** Esquema representativo das formas de preenchimento do espaço k. A diferença entre a forma cartesiana (a) e a cêntrica (c) é que ao invés de iniciar o preenchimento por um dos extremos do espaço k, o método centrico inicia pela parte central

(Bathista &amp; Nogueira, 2002)

### 3.2.6. Método de Obtenção dos dados

Existem três formas de obter os dados: sequencial; cortes planos a duas dimensões (2D) e a três dimensões (3D).

Na aquisição *sequencial*, os dados são adquiridos corte a corte, isto é, o espaço k de cada corte é totalmente preenchido antes de começar a preencher o seguinte (Bathista & Nogueira, 2002; Westbrook & Kaut, 1998).

Nos *múltiplos planos 2D*, é preenchida uma linha do espaço K para o primeiro corte e de seguida é preenchida da mesma forma para o segundo corte e assim sucessivamente, este é o método mais utilizado em ressonância magnética (Bathista & Nogueira, 2002; Westbrook & Kaut, 1998).

Na aquisição volumétrica *tridimensional 3D*, os dados são adquiridos como um volume ao contrário da 2D. O pulso de excitação, excita todo o volume. No final da aquisição o volume adequado é dividido em locais ou divisões discretas pelo gradiente de selecção de cortes, que ao ser activado, separa os cortes de acordo com o seu valor de fase ao longo do gradiente (Bathista & Nogueira, 2002; Westbrook & Kaut, 1998).

## 3.3. Ressonância Magnética Cardíaca

O estudo do coração por RM tem por base os princípios físicos básicos desta modalidade. Contudo, devido à localização do coração na cavidade torácica (com os consequentes movimentos respiratórios) e aos seus próprios artefactos de movimento (devido ao batimento cardíaco), requer o uso de sequências de pulso especializadas e aplicação de técnicas para reduzir os artefactos provocados pelos batimentos cardíacos e pelos movimentos respiratórios (Kwong, 2010).

### 3.3.1 Requisitos e Hardware

Existem alguns requisitos para que haja sucesso na realização deste exame. Para estudos cardíacos as antenas devem ser dedicadas e de *phased array*, isto é, com múltiplos elementos ou canais de recepção/emissão de RF. O principal objectivo de concepção destas antenas passa pelo aumento da sensibilidade na recepção do sinal ao longo de uma área extensa permitindo um aumento da relação sinal-ruído (RSR), que por sua vez permite a detecção de pequenas variações/alterações de contraste (Kwong, 2010).

Devido à existência de múltiplos elementos, e da sua já referida capacidade de recepção e emissão contínuas, existem técnicas que se podem associar a estes para aumentar a rapidez na aquisição das imagens sem perdas significativas de sinal, nomeadamente a aquisição de imagens paralelas (Kwong, 2010; Reiser & Semmler 2008).

Além disso, exige sistemas de gradientes que permitam TE (tempo de eco) e TR (tempo e repetição) curtos, para que seja possível uma elevada rapidez na amostragem dos dados (Kwong, 2010; Reiser & Semmler 2008).

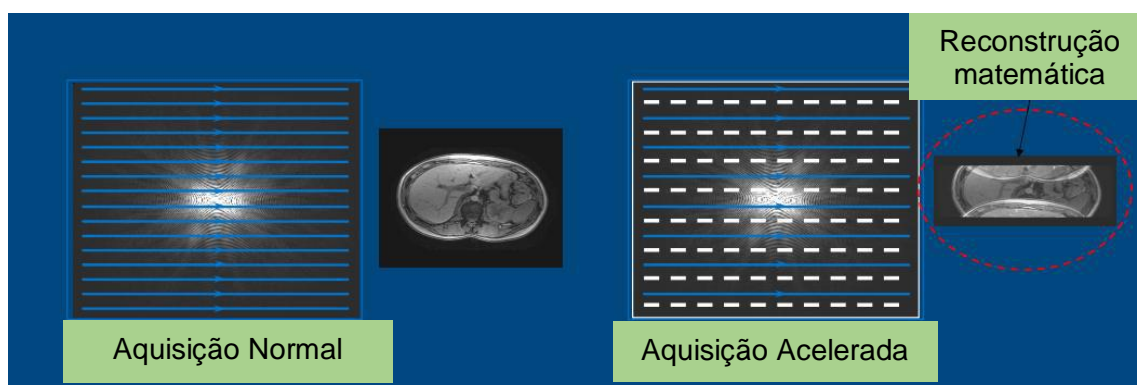
A relação sinal-ruído e a força do campo magnético são factores importantes para estes exames, na medida em que os exames cardíacos desta natureza apresentam maior RSR em campos magnéticos mais elevados, nomeadamente 1,5T e 3T (Kwong, 2010).

### 3.3.2. Imagem Paralela

Logo após a introdução das bobinas *phased array*, foi reconhecido que esta geometria de bobinas poderia ser utilizada para diminuir o tempo de aquisição, amostrando o sinal de forma paralela, surgindo as técnicas de aquisição de imagem paralela (Deshmane et al, 2012; Larkman & Nunes, 2007).

O princípio destas técnicas tem por base o conhecimento de que o tempo de aquisição, numa aquisição cartesiana, é proporcional ao número de etapas de codificação de fase. Reduzindo o número de etapas de codificação de fase por um factor R (factor de aceleração), mantendo a resolução espacial fixa, o tempo de aquisição é reduzido pelo mesmo factor (Deshmane et al, 2012; Larkman & Nunes, 2007).

Por exemplo, quando  $R=2$ , apenas metade do espaço k é amostrado e o tempo de aquisição é reduzido por um factor de 2. Quando  $R=3$ , apenas um terço do espaço k é amostrado e o tempo de aquisição é reduzido por um factor de 3. Essa sub-amostragem periódica do espaço K faz reduzir o FOV (campo de visão, em inglês *Field of View*), o que conduz a artefactos de *aliasing* ou *wrap around* na direcção da codificação da fase (figura14). Contudo, os métodos de reconstrução, baseados na sensibilidade das antenas permitem a eliminação desses artefactos (Deshmane et al, 2012; Larkman & Nunes, 2007).



**Fig. 14** Scan normal versus Scan com a utilização da técnica imagem paralela  
Adaptado de: Siemens

### 3.3.3 Técnicas de redução de artefacto fisiológico

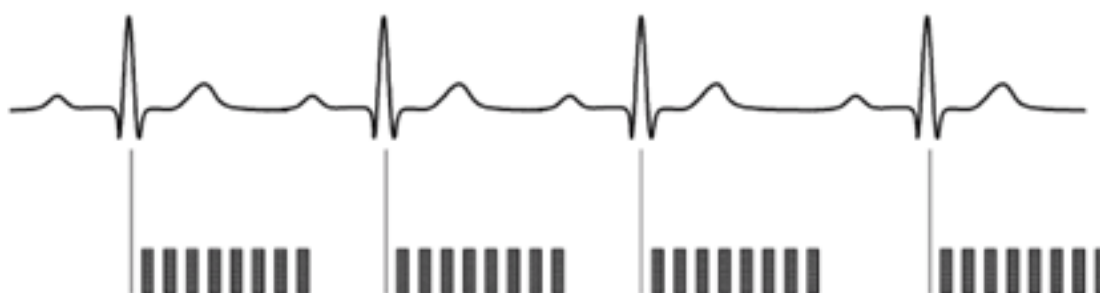
Tal como foi dito anteriormente para além do movimento pulsátil do coração, a sua posição no centro no tórax, em relação com os pulmões e com o diafragma, expõe este órgão aos movimentos respiratórios. Para uma boa qualidade de imagens cardíacas é necessário reduzir todos os artefactos passíveis de prejudicar a imagem (Kwong, 2010).

A contracção do músculo cardíaco é um dos principais factores determinantes da qualidade das imagens em RM cardíaca. A aplicação dos protocolos de RM sem sincronização cardíaca e respiratória ao estudo cardíaco, resulta normalmente em imagens sem qualidade diagnóstica, devido aos artefactos de movimento provocados pelos batimentos cardíacos e pelos movimentos respiratórios (Bogaert & Dymarkosky, 2005; Reiser & Semmler, 2008).

Para conseguir imagens com qualidade diagnóstica, a aquisição das imagens é sincronizada com os eventos mecânicos cardíacos. A sincronização cardíaca só pode ser suspensa quando o tempo de aquisição é suficientemente curto como o ciclo cardíaco, como acontece na aquisição de imagens em tempo real, não sendo comprometida a qualidade diagnóstica (Bogaert & Dymarkosky, 2005; Reiser & Semmler, 2008).

A sincronização cardíaca pode ser realizada de forma prospectiva (*prospective triggering*) ou retrospectiva (*retrospective gating*) (Bogaert & Dymarkosky, 2005; Reiser & Semmler, 2008).

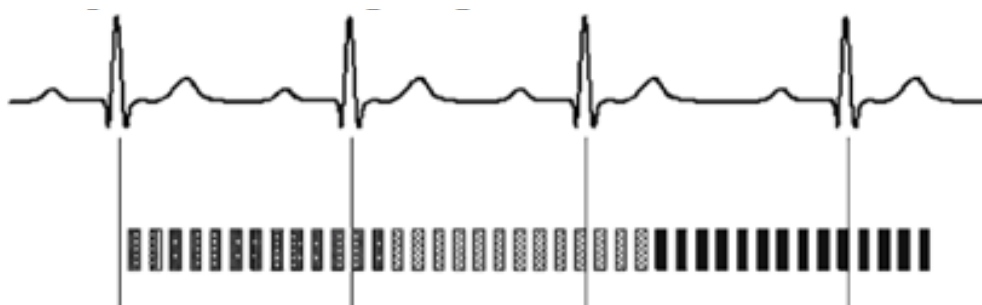
A sincronização cardíaca prospectiva (Figura 15) é a técnica tradicionalmente utilizada. Nesta técnica, a aquisição dos dados das imagens é desencadeada pelo pico da onda R do ECG e o espaço K é segmentado em linhas individuais ou em grupos de linhas. Cada grupo de linhas adquirido por intervalo R-R é denominado de segmento do espaço K. Dependendo da sequência de pulsos utilizada, isto pode significar que para a aquisição de imagens morfológicas estáticas é obtido um único segmento, e que para as imagens multifásicas são obtidos vários segmentos. A questão chave da sincronização cardíaca prospectiva é que a duração da aquisição é menor que o intervalo R-R médio. A sincronização cardíaca prospectiva tem a limitação da aquisição não cobrir o final da diástole e o início da contracção auricular (Bogaert & Dymarkosky, 2005).



**Fig. 15** Trigger prospectivo.  
(Bogaert & Dymarkosky, 2005)

Na sincronização cardíaca retrospectiva (Figura 16), a aquisição dos dados das imagens é feita de forma contínua e assíncrona ao longo do ciclo cardíaco. Os dados são classificados dentro do espaço K de acordo com a fase do ciclo em que foram adquiridos, de forma a reconstruir um conjunto de imagens correspondentes a diferentes fases do ciclo cardíaco (Bogaert & Dymarkosky, 2005).

Esta técnica tem a vantagem de cobrir todo o ciclo cardíaco, otimizando, por exemplo, o estudo da função cardíaca (Reiser & Semmler, 2008).



**Fig. 16** Trigger retrospectivo.  
(Bogaert & Dymarkosky, 2005)

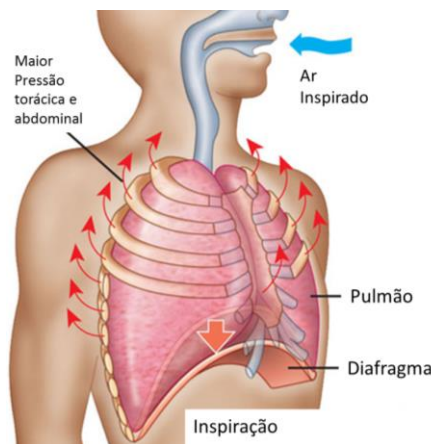
O princípio de funcionamento periférico é muito similar ao do ECG. Um fotosensor é preso ao dedo do paciente e detecta o aumento do volume sanguíneo nos capilares durante a sístole. Este aumento do volume sanguíneo é representado por uma onda, cujo pico é designado de pico da onda R. O pico da onda R do pulso periférico ocorre, aproximadamente, 250 ms após o pico da onda R do ECG. Este atraso faz com que os acoplamentos periféricos não sejam os mais adequados para o estudo cardíaco, contudo no caso da sincronização cardíaca falhar esta poderá ser uma opção (Westbrook & Kaut, 1998).

Os movimentos respiratórios são um problema a ter em conta na RM Cardíaca Podemos recorrer a várias técnicas para a minimização dos artefactos provocados pelos mesmos, sendo as mais usuais o gating respiratório, a utilização de sequências ultra-rápidas (técnica *breath-hold*) e ainda colocação de um navegador respiratório (Bogaert & Dymarkosky, 2005).

A técnica mais utilizada é a utilização de sequências ultra-rápidas aplicando o que é denominado de *breath-hold acquisition* que é uma técnica simples e consiste na aquisição rápida dos dados durante a apneia. Para que a apneia respiratória seja bem-sucedida, é necessário elucidar o paciente para que tenha uma respiração calma e consistente (Bogaert & Dymarkosky, 2005).

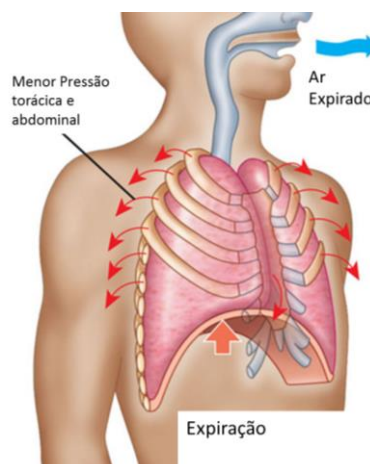
A apneia pode ser de duas formas:

- 1- Apneia inspiratória que tem a vantagem de ser mais confortável para o paciente, permitindo uma maior colaboração e maior eficácia; uma das desvantagens é que a probabilidade de o doente fazer uma inspiração sempre igual é baixa, uma vez que a quantidade de ar inspirada não é sempre a mesma (Bogaert & Dymarkosky, 2005).



**Fig. 17** Inspiração  
Adaptado de Google

- 2- A apneia expiratória permite a visualização do coração sem influência da pressão pulmonar exercida sobre este; outra vantagem é que é mais fácil o doente manter o mesmo ponto de posição do eixo cardíaco (Bogaert & Dymarkosky, 2005).



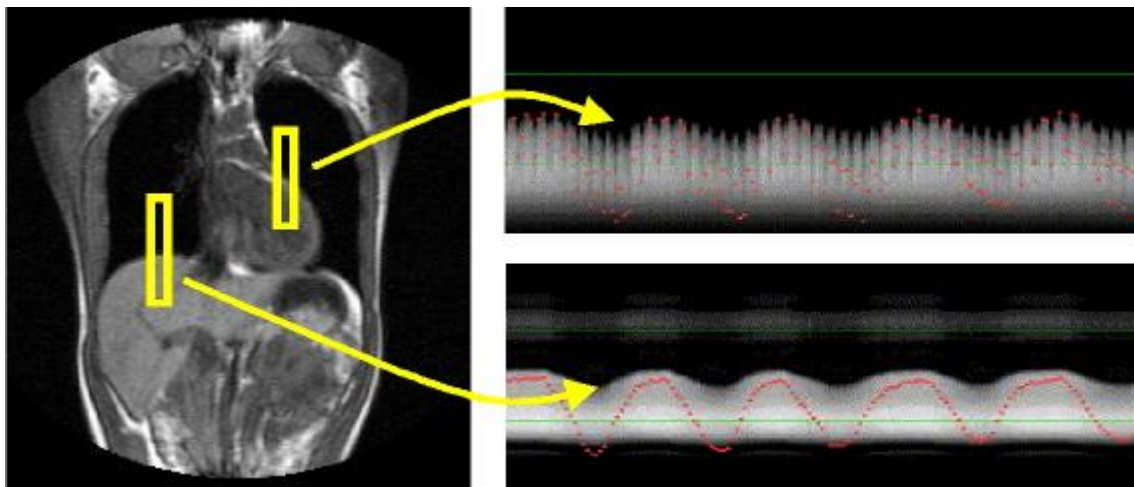
**Fig. 18** Expiração  
Adaptado de Google

A desvantagem geral desta técnica é que para alguns pacientes é difícil ou mesmo impossível sustentar a respiração como é o caso das crianças, doentes com problemas pulmonares e

doentes que estão anestesiados. Quando tal acontece é necessário recorrer a técnicas de sincronização respiratória.

Existem duas técnicas para sincronização respiratória: o *gating* respiratório e o *freebreathing navigator-echo acquisition*. A primeira está em desuso porque é uma técnica que aumenta muito o tempo de exame, já que é necessário sincronizar tanto o *gating* cardíaco como o respiratório (Bogaert & Dymarkosky, 2005).

Existe também outra técnica *freebreathing navigator-echo acquisition*. Nesta técnica, um “navegador” (pulso de RF 2D) é colocado sobre a hemicúpula diafragmática direita. A leitura do sinal produzido pelo pulso de RF permite determinar a posição do diafragma, uma vez que existe um elevado contraste entre o fígado e os pulmões. Durante a aquisição da sequência de imagens, o sinal é lido a cada batimento cardíaco, permitindo assim a leitura em tempo real da mobilidade diafragmática (Bogaert & Dymarkosky, 2005).



**Fig. 19** Imagem representativa da sincronização cardíaca e da leitura do ciclo diafragmático utilizando a técnica de *freebreathing navigator-echo acquisition* (Nehrke & Manke, 2000)

Os dados das imagens são adquiridos em períodos específicos do ciclo respiratório, dentro de uma janela específica de aceitação ajustada pelo utilizador. Nesta técnica, a duração da aquisição é altamente dependente da regularidade do ciclo respiratório do paciente, daí ser necessário instruir o doente para que faça inspirações e expirações regulares (Bogaert & Dymarkosky, 2005).



### 3.3.4 Sequências Base em Ressonância Magnética Cardíaca (RMC)

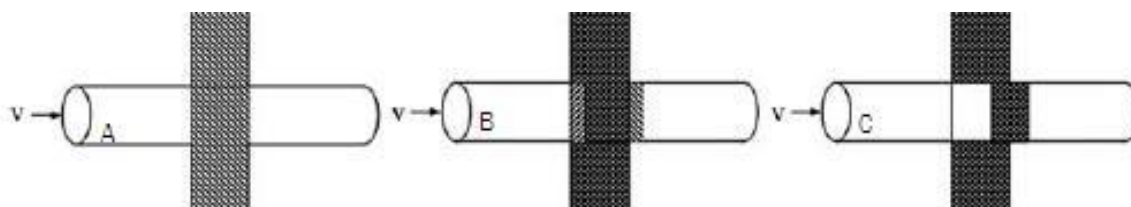
Para a realização de uma RMC existem várias sequências disponíveis para a avaliação da estrutura. A versatilidade da técnica permite a existência de inúmeras sequências com fins definidos e específicos. Sendo as mais utilizadas sequências de sangue claro (*bright blood*) e sangue escuro (*black blood*) dependendo da indicação clínica ou do que o observador necessite (Kwong, 2010).

#### 3.3.4.1. Sequências Black Blood

As sequências de sangue escuro estão intrinsecamente associadas à aquisição de imagens Spin Eco (SE), com finalidade de avaliar a morfologia dos tecidos (Kwong, 2010).

Nestas sequências é aplicado um pulso de excitação de  $90^\circ$  e, posteriormente um pulso de refazagem de  $180^\circ$ , para recolocar os *spins* em fase à passagem pelo plano transversal e obter o sinal.

Como o sangue que naquele momento está no corte não foi excitado pelo pulso este apresenta-se, naturalmente com baixo sinal, todo o restantes tecido estacionário (cavidades cardíacas) vai emitir sinal uma vez que receberam a aplicação do pulso (figura 20) (Kwong, 2010).



**Fig. 20** Imagem representativa de um vaso com um pulso de excitação de  $90^\circ$   
(A) Seguido de um pulso de refasagem de  $180^\circ$  (B) finalmente é efetuada a aquisição da imagem (C)  
(Kwong, 2010)

Quando falamos em sequências FSE (Fast Spin Eco) admitimos a existência de um *eco trem* (ETL), que consiste em múltiplos pulsos de refazagem de  $180^\circ$ . O objectivo é que no mesmo TR (Tempo de Repetição) sejam preenchidas várias linhas do espaço-K, consoante o valor de ETL, de forma a tornar a sequência mais rápida e incluir a aquisição de todo o volume numa só apneia (Kwong, 2010).

O sucesso desta sequência depende da capacidade de apneia do paciente, bem como o tempo de *scan* da sequência, que se relaciona com o intervalo R-R (Kwong, 2010).

Estas sequências combinam as ponderações T1 e T2, associadas aos efeitos do fluxo, TOF (*Time Of Flight*), quer pela diminuição, quer pelo aumento da velocidade do sangue. Assim, a ponderação da sequência é definida pelo valor atribuído ao TR, ao TE (Tempo de Eco) e ao Tempo de inversão (TI) (Kwong, 2010; Westbrook & Kaut, 1998).



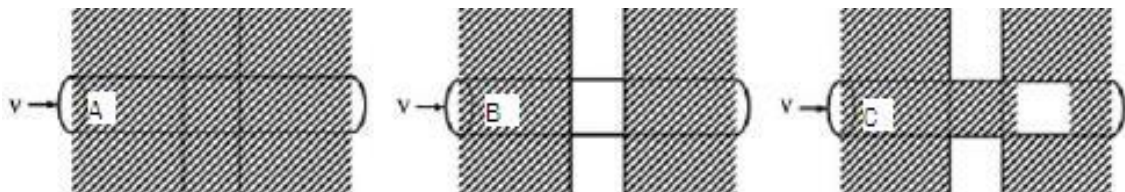
Para uma sequência FSE, ponderada em T1:

- ✓ O valor do TE deve ser mantido entre 5 a 15 ms.;
- ✓ O valor de TR mínimo está fixado como o tempo de duração de um ciclo cardíaco (R-R), ou uma percentagem deste, com um valor médio de 1000ms com 60 bpm.

Se o batimento cardíaco diminuir, o valor de TR irá aumentar, dando lugar a uma ponderação Densidade Protónica (DP). Assim, existe um atraso que podemos utilizar antes da aquisição para definir o momento e a ponderação da aquisição (Kwong, 2010; Bogaert & Dymarkosky, 2005).

Em contrapartida, temos redução da RSR, resolução espacial e resolução temporal. Para evitar a perda de resolução espacial e de contraste nas sequências anteriores, bem como homogeneizar o hiposinal do sangue, são usadas sequências de recuperação de inversão, que vão anular o sinal do sangue (Kwong, 2010).

Nestas sequências são aplicados dois pulsos de inversão antes de iniciar a sequência, como a apresentamos anteriormente, DIR (*Double inversion recovery T1*) (de acordo com a figura 21).



**Fig. 21** Imagem que representa uma sequência spin eco (A) Aplicação de pulso não selectivo; (B) Aplicação de pulso selectivo ao corte; (C) momento final, em que a recuperação de magnetização no corte é zero.  
(Kwong, 2010)

O primeiro pulso é aplicado a todo o volume, não-selectivo, sendo que o segundo pulso é aplicado apenas à região de interesse. Assim, aquando da aplicação do pulso de excitação os spins precessão no eixo longitudinal negativo (-Z) a recuperação da magnetização longitudinal no corte é nula (Kwong, 2010).

Nesta sequência o valor do TI ronda os 650 ms, com 60 bpm, num magneto de 1,5T. Podemos associar a esta técnica uma saturação de gordura que permite uma avaliação morfológica do miocárdio e grandes vasos (Kwong, 2010).

Esta saturação pode ser física, como por exemplo STIR (Short Tau Inversion Recovery), através da utilização de um pré-pulso de saturação, ou saturações químicas, FAT SAT (de acordo com a figura 20, através da utilização de pulsos de RF espectrais (Kwong, 2010).

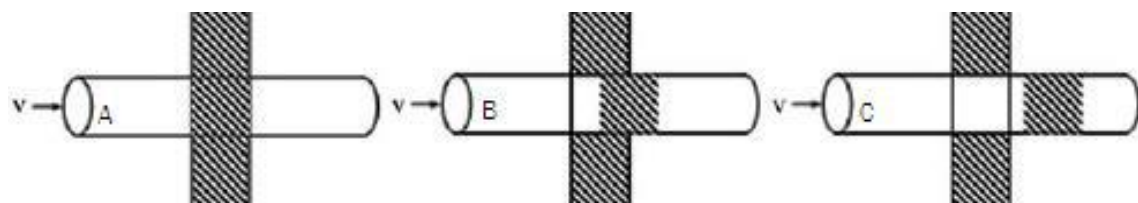
### 3.2.4.2. Sequências Bright Blood

Nas sequências gradiente eco o sangue apresenta-se com hipersinal e o miocárdio com hiposinal e o seu principal objectivo é fornecer imagens funcionais, nomeadamente tridimensionais dos ventrículos, bem como realizar a medição do volume da fracção de ejeção ventricular (Rooney, 2003; Westbrook & Kaut, 1998).

Neste caso um pulso de excitação, cujo angulo pode variar entre 10 e 90° e o sinal é obtido através da aplicação de gradientes bipolares (de acordo com a figura 22) (Kwong, 2010).

Aplica-se, então, um gradiente de codificação de fase e, simultaneamente, um gradiente de codificação de frequência, negativo. Aquando da aplicação de um novo gradiente de codificação de frequência, positivo, este vai colocar os spins em fase e vamos obter o eco (Kwong, 2010; Westbrook & Kaut, 1998).

Depois da aplicação do gradiente de codificação de frequência, os spins vão dar entrada no corte, já parcialmente saturados. Estes vão sair do corte, e entrar mais spins em condições semelhantes às anteriores, antes de ser aplicado um novo pulso de excitação o que permite a obtenção de imagens de sangue claro (Kwong, 2010).



**Fig. 22** Esquema que representa uma sequência gradiente eco  
Pulso de excitação de 90°(A) seguido de aplicação de gradientes bipolares (B) e (C)  
(Kwong, 2010)

Esta técnica apresenta como vantagem o facto de o tempo de *scan* ser francamente menor que as sequências SE, podendo estar acoplada a técnicas de segmentação do espaço-k, o que as torna ainda mais rápidas, por redução do TR, e com francas melhorias ao nível da resolução temporal. Contudo, apresenta fraca diferenciação entre o endocárdio e o sangue, o que se pode tornar uma desvantagem (Rooney, 2003; Westbrook & Kaut, 1998).

As sequências de SSFP (*Steady State Free Precession*) são fundamentais para esta técnica uma vez que não depende dos efeitos do fluxo no corte, mas apenas dos efeitos tecidulares de T1 e T2 (Rooney, 2003; Westbrook & Kaut, 1998).

Estas podem ser sequências FLASH (Fast Low Angle Shot), em que após o pulso de excitação, é aplicado um gradiente de leitura rápido e um gradiente spoiling, cujo objectivo é destruir a magnetização residual para que esta não interfira negativamente na imagem, gerando artefactos. (Rooney, 2003; Westbrook & Kaut, 1998).

Podem ainda ser sequências Balanced FFE (*Balanced Fast Field Echo*), semelhante à anterior com a variação de que cada aquisição reaproveita a magnetização do sinal da anterior,

para produzir o sinal seguinte. De uma forma mais específica, utiliza um elevado flip angle, um TE e um TR com valores baixos preservam a magnetização residual transversa (Rooney, 2003; Westbrook & Kaut, 1998).

A vantagem destas técnicas deve-se ao aumento da RSR e a desvantagem de serem mais susceptíveis ao aparecimento de artefactos na imagem, bem como um aumento da deposição de RF e ainda uma maior complexidade de interpretação ao nível da resolução de contraste das imagens (figura 19) (Grizzard et al., 2008).

As técnicas de SSFP, podem ser realizadas em modo Cine. Neste modo podemos observar e avaliar os movimentos das paredes das câmaras cardíacas, bem como proceder a medições das câmaras e dos volumes cardíacos. Esta técnica permite observar em modo filme, uma sucessão de imagens ao longo das diferentes fases do ciclo cardíaco, na mesma localização (Grizzard et al., 2008).

As técnicas cine *standard* caracterizam-se por serem segmentadas e sincronizadas com gating retrospectivo, estando mais susceptíveis a artefactos devido a alterações no batimento cardíaco ou presença de arritmias (Grizzard et al., 2008).

Para a aquisição destas imagens utilizamos técnicas *Single-Shot* (SS), mas assim comprometemos a resolução temporal e espacial. Associadas às técnicas de quantificação Cine, podemos adicionar a técnica de phase contrast (PC). A técnica de PC permite quantificação do fluxo em diferentes momentos do tempo, ao longo do ciclo cardíaco (Grizzard et al., 2008).



## Capítulo IV

### MÉTODO

Existem vários métodos para a quantificação de tecido adiposo epicárdico: a ecocardiografia, a tomografia computadorizada e a Ressonância Magnética.

O primeiro método, mais acessível a nível de custos e de disponibilidade, é a ecocardiografia como proposto por Iacobellis & Willens (Iacobellis & Willens, 2009).

Através da ecocardiografia 2D (bi-dimensional) de rotina o utilizador poderá quantificar a gordura epicárdica além da função sistó-diastólica e a massa ventricular esquerda (Iacobellis & Willens, 2009).

No entanto este método tem limitações, pois depende da experiência do utilizador e nomeadamente os pacientes com Índice de Massa Corporal elevado tem o denominado de má janela ecocardiografia, o que não permite avaliar certas zonas, e não permite quantificar na totalidade (Iacobellis et al., 2003; Iacobellis et al., 2008; Iacobellis & Willens, 2009).

A medição do tecido adiposo epicárdico por técnicas imagiológicas como a TC e a RM são fiáveis, apesar de apresentarem um custo mais elevado, podem representar um papel preponderante na medição da gordura epicárdica e nomeadamente no estadiamento do risco cardiovascular (Dey et al., 2012).

No método de quantificação manual da gordura epicárdica por TC, o operador através de um corte axial terá que colocar múltiplos pontos de modo a delimitar o pericárdio. Através desta operação faz-se a distinção entre a região extra-pericárdica e intra-pericárdica (Dey et al., 2012).

A região extra-pericárdica inclui a gordura epicárdica, assim como o músculo cardíaco, as estruturas vasculares e as cavidades cardíacas. Para excluir todas as estruturas com a excepção da gordura é necessário definir uma gama de valores de intensidades -30 a -190 Unidades Hounsfield (UH). Assim sendo, o programa detecta todos os pixéis dentro da região delimitada que tenham a intensidade referida (Dey et al., 2012).



**Fig. 23** Avaliação pelo método manual do tecido adiposo epicárdico  
(Dey et al., 2012)

Tendo a informação da dimensão do *pixel* através do quociente entre o FOV e a dimensão da matriz, o sistema multiplica a dimensão do pixel, pelo número de pixéis detectados e retorna um valor de área. Este valor será a área de gordura epicárdica da imagem. (Dey et al., 2012).

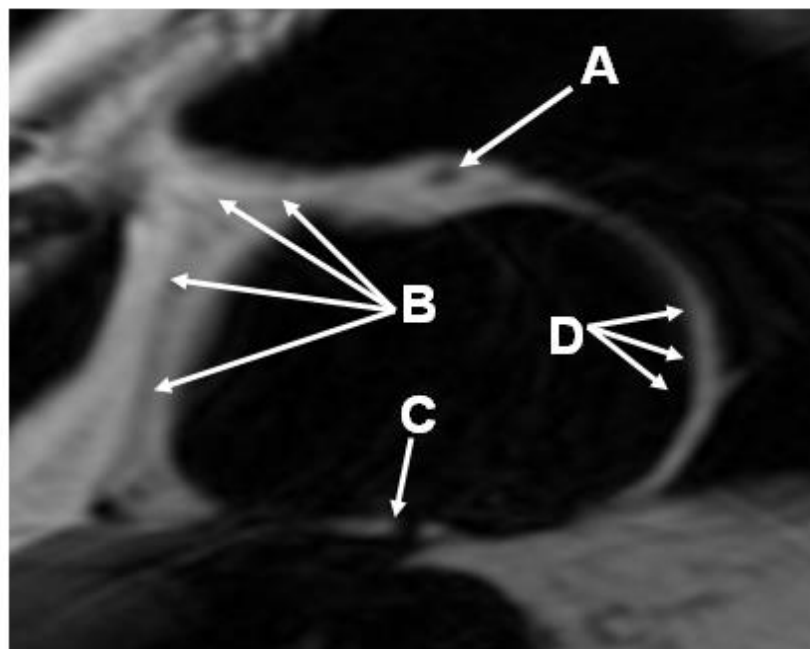
## 4.1. A Quantificação do tecido adiposo epicárdico por RM de forma manual

Para analisar e quantificar a gordura epicárdica é necessário entender a forma como o pericárdio e as restantes estruturas se apresentam nestas imagens em RM.

### 4.1.1. Características das imagens nas sequências utilizadas

As imagens utilizadas apresentam-se com zonas de densidades díspares, o coração e os pulmões apresentam-se com baixo sinal e a gordura nas diferentes zonas, com alto sinal, devido ao padrão da sequência.

O pericárdio nas imagens por RM surge com linha/ponto com baixo sinal no meio da gordura como é possível visualizar na figura 24 nos pontos assinalados por B. Por vezes o pericárdio não é visível (como é o caso da zona D) ou é confundido com vasos que tem um sinal muito próximo como é o caso na seta A e C.



**Fig. 24** – Características de uma imagem DIR.

A e C – vasos, B - linha que delimita o pericárdio, D – linha que delimita a parede lateral do ventrículo esquerdo.

#### 4.1.2. Método manual de quantificação do tecido adiposo epicárdico

No método manual de quantificação da gordura epicárdica, a partir de um corte perpendicular ao maior eixo do ventrículo esquerdo, o operador terá que colocar múltiplos pontos de modo a delimitar o pericárdio e a zona que delimita as câmaras cardíacas. Através desta técnica bastante morosa faz-se a delimitação entre a gordura intra e extra pericárdica, assim como a exclusão das câmaras cardíacas como podemos visualizar na figura 25.



**Fig. 25** – Exemplo da detecção manual da gordura epicárdica em imagem de RM

A região intra-pericárdica com exclusão das câmaras cardíacas inclui a gordura pericárdica, que é a que queremos quantificar. A medição da área da gordura epicárdica com o método manual tem alguma variabilidade entre diferentes observadores.



## 4.2. Método semi-automático de quantificação de tecido adiposo epicárdico

Tal como foi dito anteriormente, para quantificar a gordura epicárdica é necessário despende de bastante tempo logo a necessidade de rapidez fez com que fosse necessário a construção de um método que permita avaliar de forma automática o tecido adiposo. O objectivo deste ponto foi demonstrar como foi construído o método, tendo por base um corte central.

### 4.2.1. Formato DICOM.

As imagens utilizadas em medicina fazem parte de um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de imagens médicas chamadas de DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) criado pela *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) juntamente com o *American College of Radiology* (ACR).

Foi criado com o objectivo de padronizar a formatação de imagens diagnósticas de diferentes áreas imagiológicas, como a tomografia computadorizada, radiografias, ressonância magnética. O padrão estabelece uma linguagem comum entre equipamentos de diferentes marcas que usualmente são incompatíveis.

### 4.2.2. Imagens utilizadas para aplicação do método.

As imagens utilizadas para a aplicação do método semi-automático, têm resoluções espaciais variáveis. Depende do operador que obtém a imagem que poderá utilizar diferentes números de pixéis. A resolução radiométrica (número de níveis de cinzento disponíveis) destas imagens é de 32 bits. Para simplificar o processamento, procedeu-se a redução radiométrica para 8 bits (256 níveis de cinzento).

A figura 26 mostra a imagem original á esquerda e a versão de 8 bits á direita, que é mais adequada para a visualização em displays convencionais.

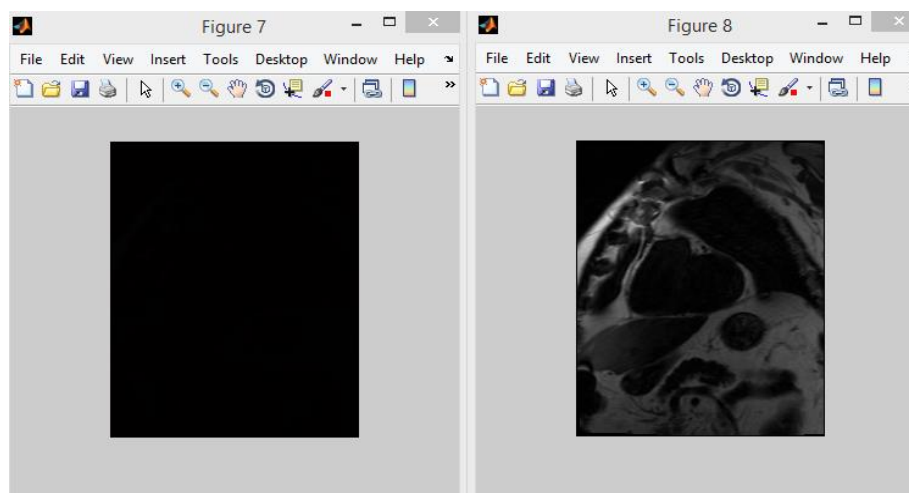


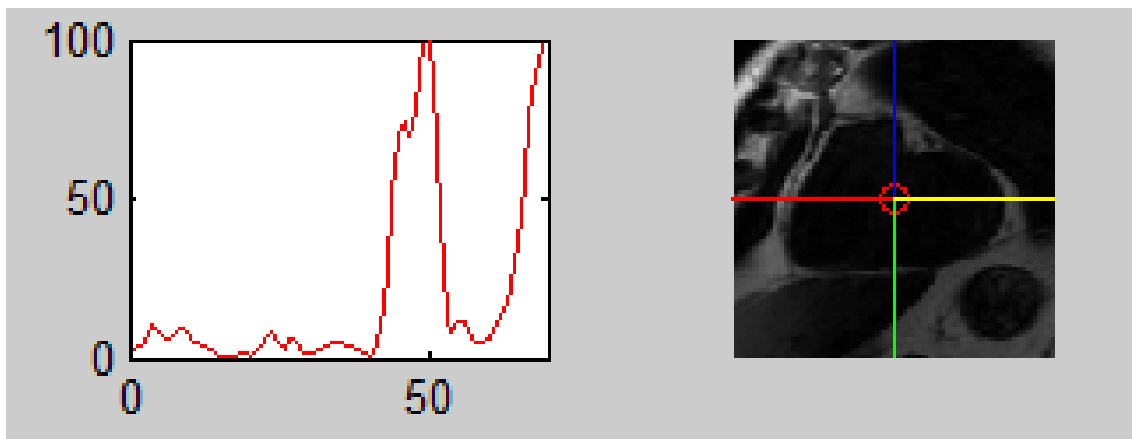
Fig. 26 - Imagem 32 bits (á esquerda) e 8 bits (á direita).

#### 4.2.3. Escolha do centro e o traçado de perfis

A escolha do centro da imagem foi efectuada de forma manual, isto é, escolhida pelo operador, deve ser um ponto perto de centro, e pode ser escolhida de uma forma aproximada.

Após a identificação do centro foi utilizado um método com base nas características das intensidades do pericárdio, para cada traçado, para melhor compreender como foi efectuada a avaliação, será apresentado um exemplo.

A figura 27 demonstra o perfil de intensidade para os pixéis da linha vermelha, o que o programa faz, é medir as intensidades dos pixéis naquela região. Olhando para a linha vermelha (à esquerda) assim como para o gráfico vermelho visualiza-se que desde o centro do coração (circulo vermelho), até à periferia cardíaca, a intensidade de sinal é baixa. De seguida à uma subida abrupta, quando o programa encontra a gordura. Há uma parte do pico que desce um pouco de intensidade, quando encontra o pericárdio, subindo novamente quando encontra a gordura extracardíaca.



**Fig. 27** – Esquerda, gráfico de perfil de intensidade do centro para a periferia em relação á linha vermelha da imagem á direita

Tendo em conta as características desta imagem decidiu-se aplicar um método para que fosse possível separar o pericárdio no meio da gordura pericárdica e extracardíaca. Como tal tendo em conta a avaliação manual, dividiu-se a imagem em quatro quadrantes como se pode observar o exemplo da figura 28.

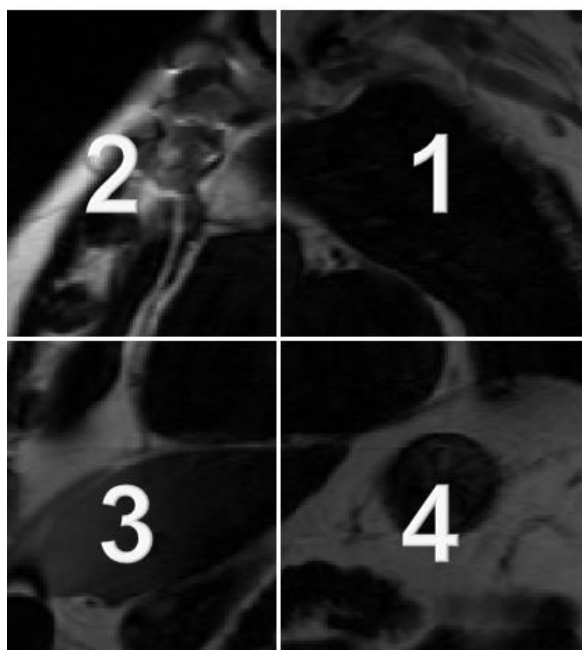


Fig. 28 – Figura dividida em quatro quadrantes

A partir do centro foram traçadas semi-rectas com inclinação de  $5^\circ$  em relação ao eixo horizontal de referência.

Para cada semi-recta extraíram-se perfis de intensidade até à distância de 70 mm da origem (centro), como se vê na figura 29.

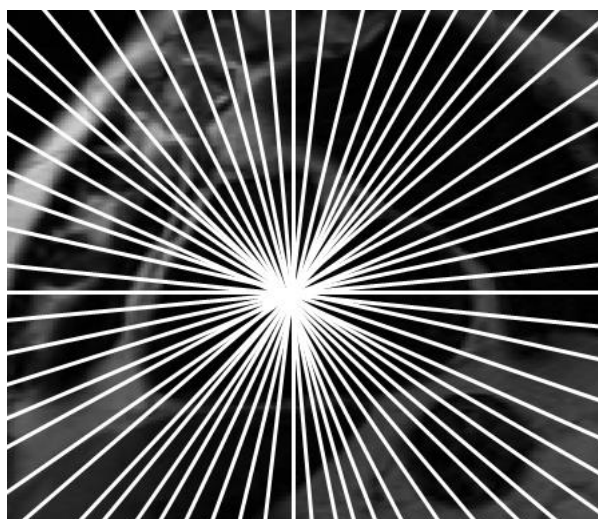


Fig. 29 – Imagem com traçado de raios de  $5^\circ$

Como a anatomia do tecido adiposo em volta do coração e das estruturas circundantes a este músculo propulsor, são diferentes, de seguida será explicado a localização e comportamento habitual da gordura epicárdica para cada quadrante, para explicar a forma como foi aplicado este método semi-automático.

#### 4.2.3.1. 1º Quadrante

A figura 30 mostra o 1º quadrante do casos escolhido para ilustrar o método, à direita é possível visualizar as setas que demonstram linha do pericárdio, á esquerda existem duas zonas (a e b). Ambas as zonas representam a gordura epicárdica, mas contém elementos diferentes e consequentemente perfis diferentes.

Para poder analisar melhor este quadrante foi efectuado um estudo manual detalhado. Nesse estudo foi possível perceber onde começa e termina o volume da gordura em estudo, e consequentemente, que parte do gráfico/perfil de intensidade será utilizado.

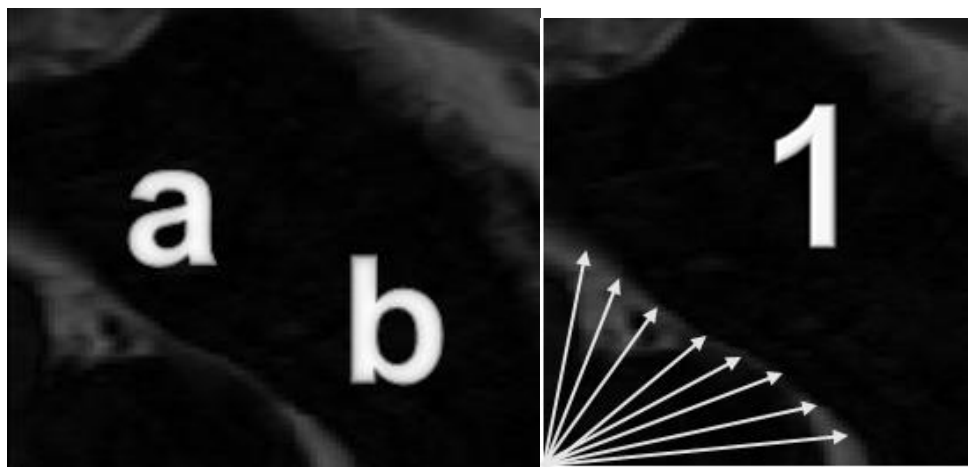


Fig. 30 - 1º Quadrante da imagem teste: à esquerda visualiza-se duas zonas diferentes; à direita as setas delimitam a zona da linha pericárdica

Para perceber melhor as zona **a** e **b**, efectuou-se uma análise que permitiu ver as intensidades dos pixéis com mais detalhes para uma pequena zona. A figura 31 representa uma parte da zona **a**.

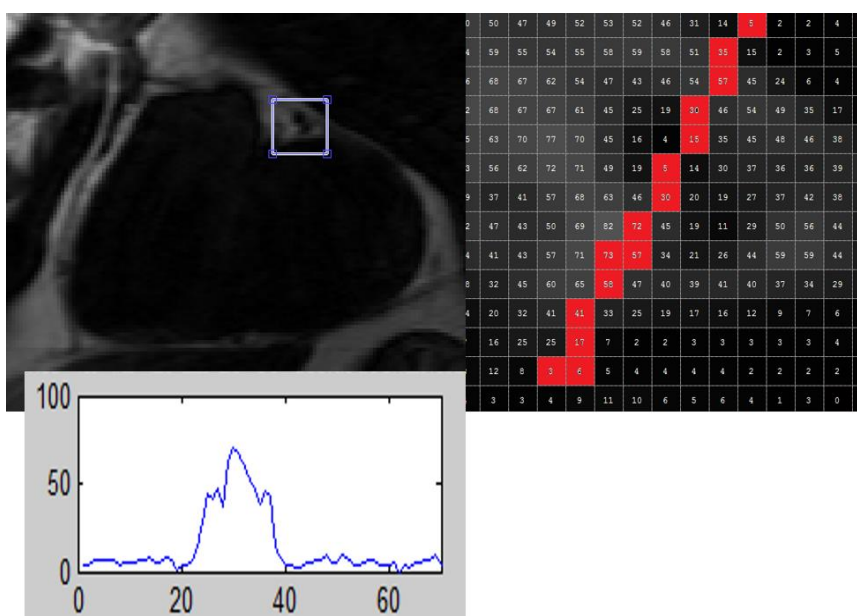


Fig. 31 Avaliação do perfil de intensidade de uma parte da zona **a** (60°)

Olhando para a figura 31 à esquerda consegue visualizar-se no quadrado azul uma parte da imagem com zonas claras e escuras que representa a zona de envolvimento das coronárias (parte mais escura) na gordura (parte mais clara). Pode confirmar-se os valores das intensidades olhando para a imagem à direita.

Visualizando com detalhe o gráfico inferior observa-se várias zonas de descontinuidade no perfil de grandes intensidades devido às artérias, apesar da baixa densidade esta área é contabilizada pois a gordura epicárdica envolve as coronárias.

Concluindo assim, nesta zona do primeiro quadrante é sempre necessário incluir estas descontinuidades de intensidades, para quantificar o tecido adiposo epicárdico.

A figura 32 corresponde a uma parte escolhida da zona *b*.

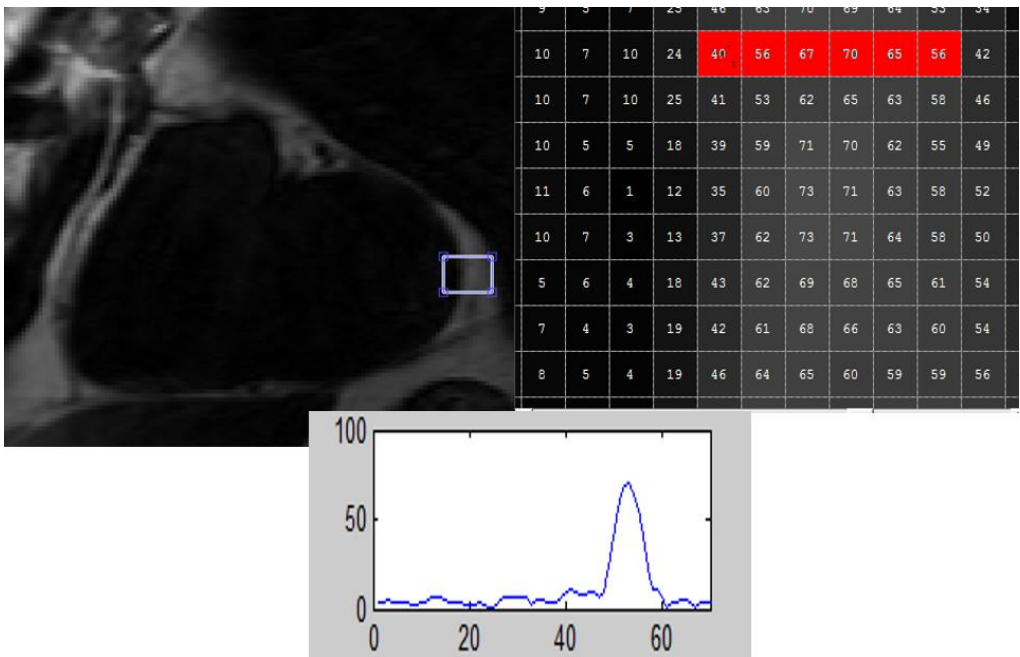


Fig. 32 - Avaliação do perfil de intensidade da zona *b* (0°)

Olhando para a imagem da figura 32 da esquerda e da direita, não há um decrescimento significativo no aumento da intensidade, confirmado pelo gráfico inferior da figura, o que significa que não é possível distinguir a linha pericárdica, pois a zona da gordura extracardíaca não é valorizável, logo, avalia-se toda a zona do perfil de intensidade (restantes imagens encontram-se no apêndice A).

Concluindo, contabiliza-se todos os pixéis enquanto a intensidade aumenta.

#### 4.2.3.2. 2º Quadrante

A figura 33 representa o 2º quadrante da imagem teste utilizada. Analisando esta figura é possível observar a existência de uma linha no meio da zona de menor intensidade que separa a gordura epicárdica da extra cardíaca. As setas da imagem à direita delimitam a linha pericárdica.

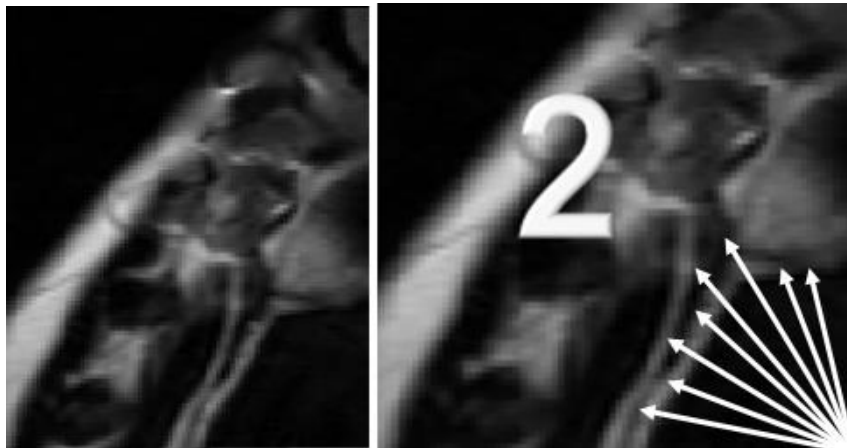


Fig. 33 – 2º Quadrante das imagens de teste, á esquerda – à direita as setas delimitam a zona da linha do pericárdio

Uma vez que a linha é visível praticamente em todo o quadrante tratar-se-á como um todo sem diferenciação de zonas.

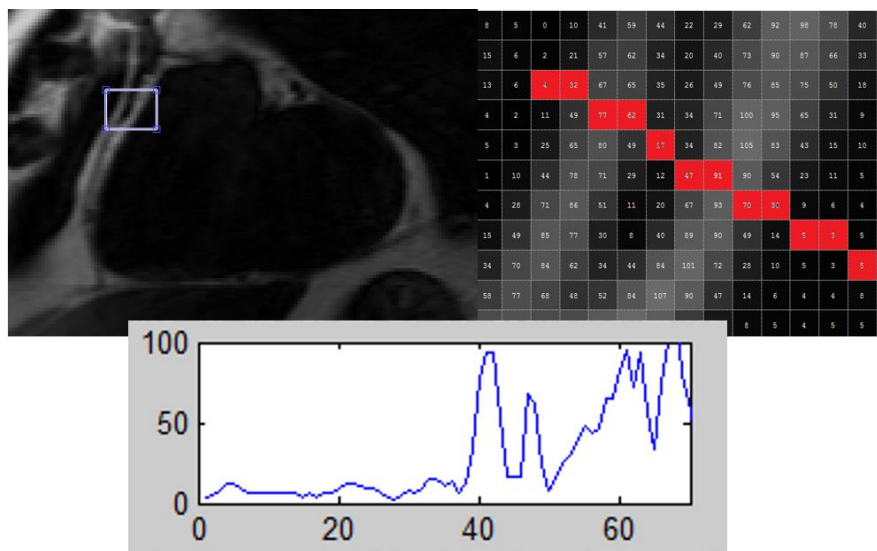


Fig. 34 - Avaliação do perfil de intensidade do 2º quadrante (135º)

Olhando para a figura 34 ambas as imagens demonstram uma zona mais escura no meio de duas zonas com intensidade mais clara. Assim, o algoritmo irá procurar o ponto em que há um declive entre duas grandes intensidades. Descobrindo esse ponto, o método apenas contabilizará os pixéis de intensidade máxima anteriores ao mesmo. (as restantes imagens encontram-se no apêndice A).

#### 4.2.3.3. 3º Quadrante

A figura 35 representa o terceiro quadrante da imagem teste, este quadrante poderá ter duas zonas. Nesta parte da imagem normalmente a zona de gordura epicárdica é baixa e a gordura extracardíaca tem um volume maior (*a*) ou então encontra-se uma pequena zona de gordura epicárdica e depois o fígado (*b*). No perfil de intensidade desta zona procura-se a zona com um ligeiro declive para achar a periferia da gordura epicárdica.

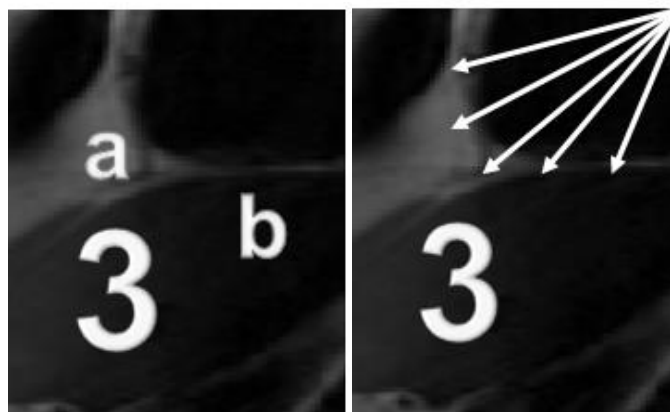


Fig. 35 - 3º Quadrante das imagens de teste, à esquerda duas zonas diferentes (*a* e *b*) – à direita as setas delimitam a zona da linha do pericárdio

A zona *a* por vezes é igual ao 2º quadrante. A sua similaridade depende da quantidade de gordura epicárdica que o doente tem, quanto maior o volume de tecido adiposo mais facilmente a linha pericárdica é visível.

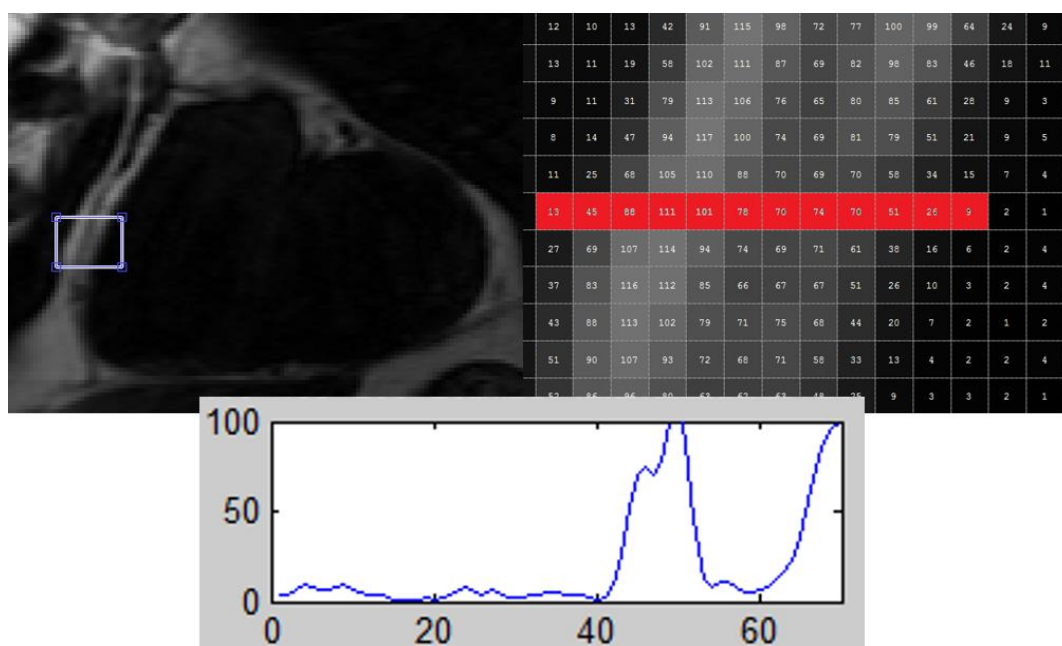


Fig., 36 - Avaliação do perfil de intensidade do 3º quadrante (180°)



A zona **a** representada na figura 36 apresenta uma área como a descrita anteriormente. Olhando para as imagens, nomeadamente para o rectângulo azul, observa-se uma zona mais clara (tecido adiposo epicárdico) havendo um declive para uma zona mais escura (linha pericárdica) e depois uma zona mais clara (gordura extracardíaca).

Olhando para o gráfico das intensidades da figura 37, a zona de interesse será o aumento de intensidades crescente até ao ligeiro declive.

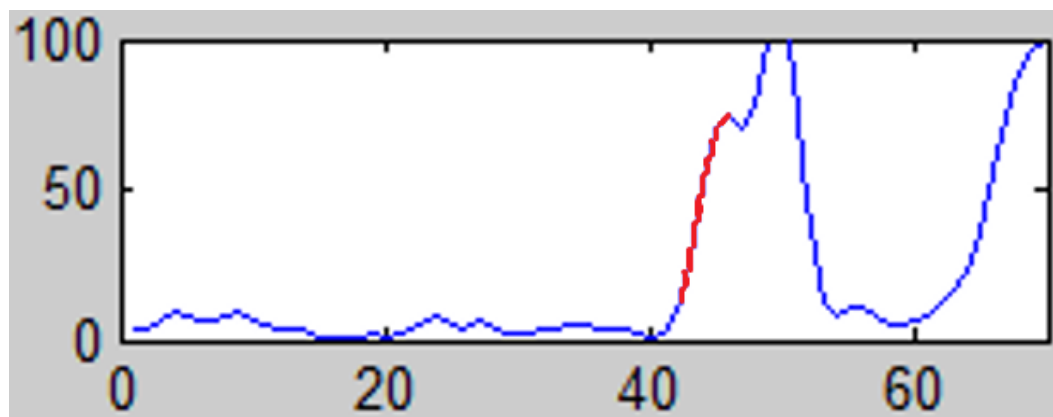


Fig. 37 – Gráfico de perfil das intensidades para a imagem da figura 36

A linha pericárdica vai se esbatendo a medida que se aproxima do 4º quadrante, devido à quase inexistência de tecido adiposo cardíaco. A gordura (zona mais clara) é normalmente contabilizada na totalidade ou não existe.

A zona **b** representa uma parte da imagem teste que demonstra apenas um pico de intensidade intermédia que é o pico de interesse, como podemos visualizar na figura 38.

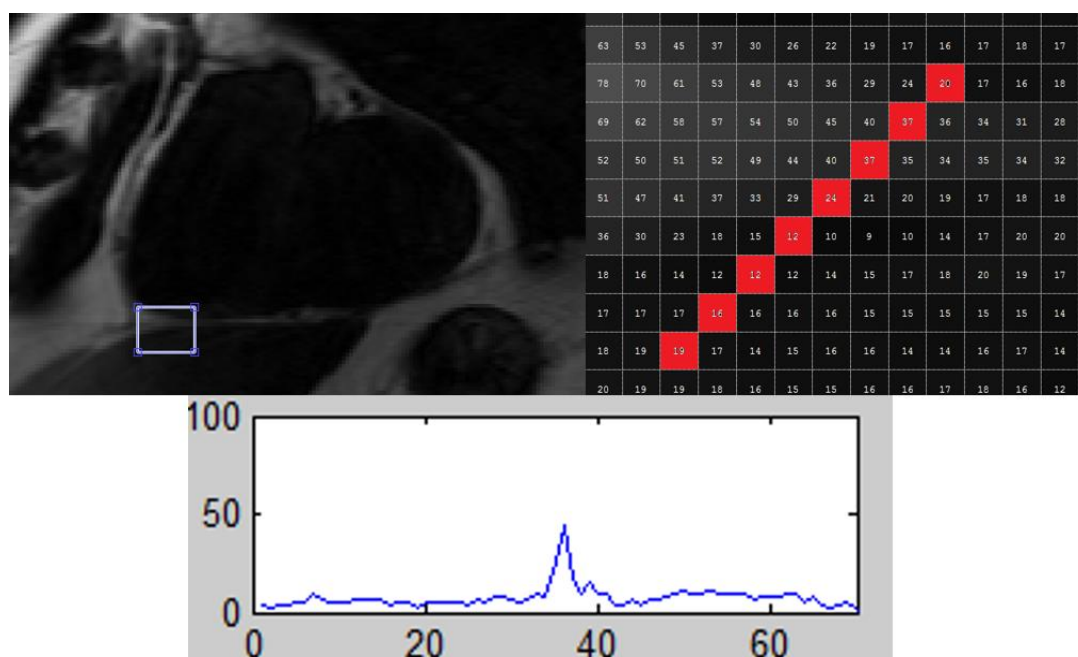


Fig. 38 - Avaliação do perfil de intensidade do 3º quadrante (255°)



#### 4.2.3.4. 4º Quadrante

Neste quadrante, mais uma vez as zonas dividem-se em duas como é possível visualizar na figura 39; a zona **a** que apenas é contabilizável uma pequena parte, pois a gordura epicárdica é escassa ou mesmo inexistente e a zona **b**, em que normalmente a gordura epicárdica é mais abundante assim como a extracardíaca.

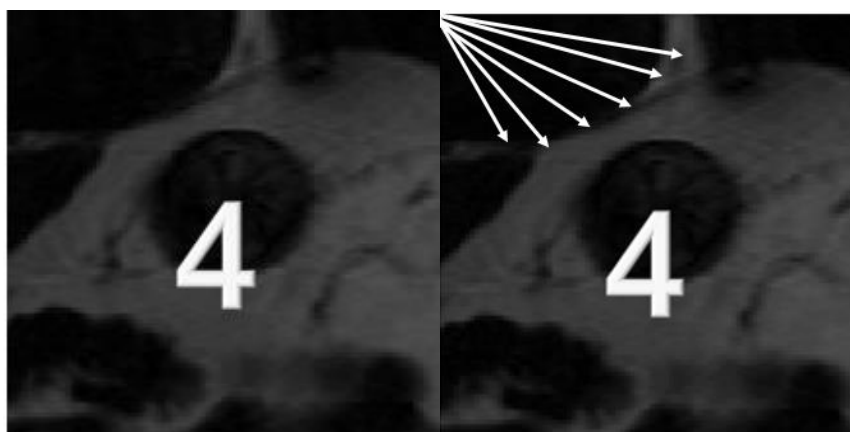


Fig. 39 -4º Quadrante das imagens de teste, á esquerda – à direita as setas delimitam a zona da linha do pericárdio

A zona **a** que é representada como uma parte na figura 40, é uma zona onde apenas é contabilizada o primeiro pico de intensidade intermédia, pois tal como foi dito anteriormente a gordura epicárdica é quase inexistente ou muito diminuta. E a gordura existe normalmente à periferia, tendo que ser excluída pois é extracardíaca.

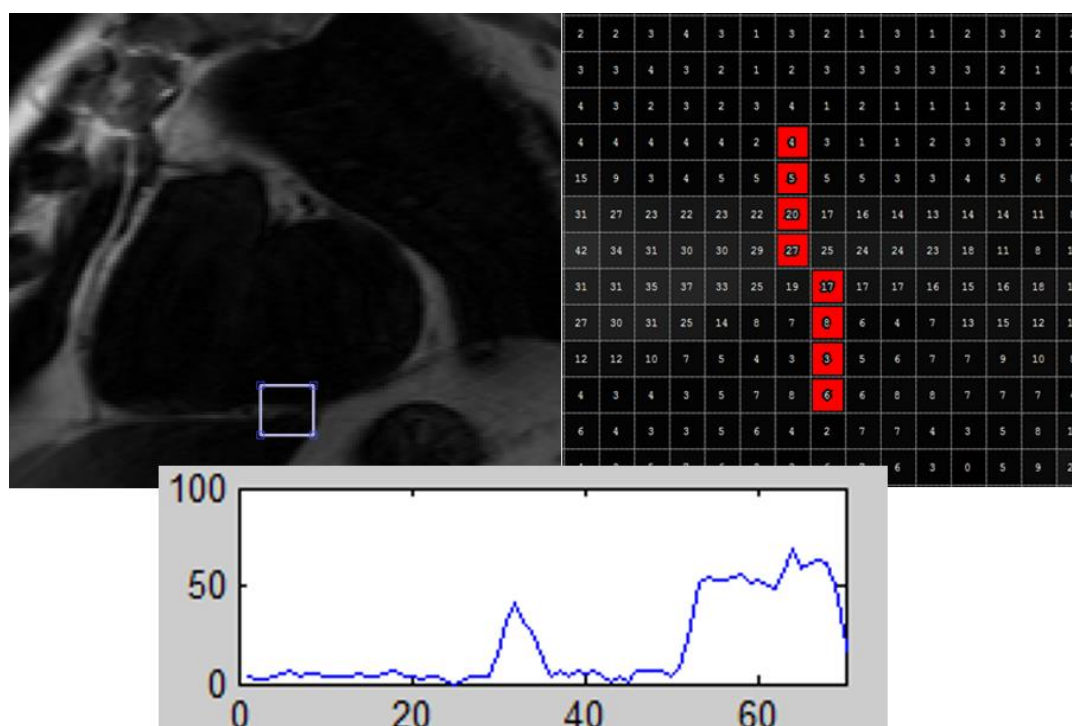


Fig., 40 - Avaliação do perfil de intensidade do 4º quadrante

A zona **b**, tal como no primeiro quadrante, é valorizável a zona toda, de grande intensidade até haver um ligeiro declive de intensidade (figura 41)

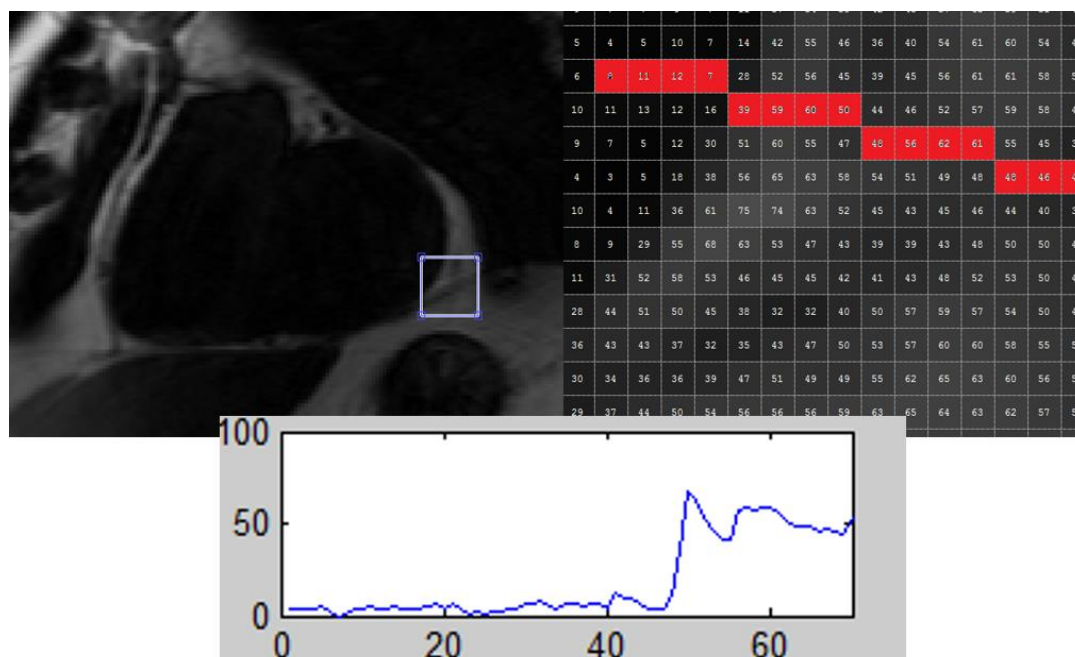


Fig. 41 - Avaliação do perfil de intensidade do 4º quadrante

#### 4.2.3.5. Cálculo da área/volume

Após o tratamento e obtenção de todos os valores de intensidade, para fazer a exclusão da área central do músculo miocárdio e sangue, todos os valores com intensidade menor que 17 são excluídos.

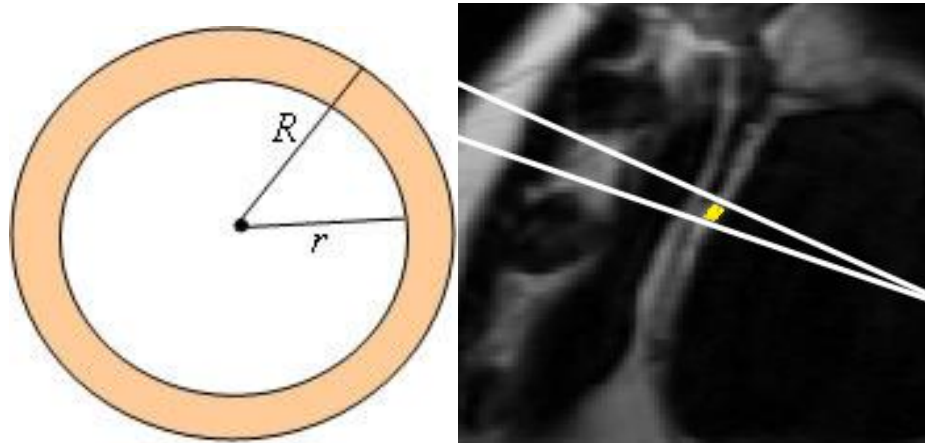
Através do código *Matlab* criado, contabilizam-se todos os pixels correspondentes às zonas de gordura, tal como foi explicado anteriormente.

Após obtenção dos pixels, o valor dos pixels teria que ser transformado em área, para ser comparável, entre a avaliação manual. Para isso é necessário a posição do *pixel* final e através dessa posição é possível obter-se o raio da zona a estudar.

Apesar da zona epicárdica não ser similar a uma coroa circular, uma vez que o ângulo utilizado para a localização dos pixels é muito pequeno como é possível visualizar na figura 42, a área é muito aproximada a um segmento da coroa circular por isso utilizou-se esse método para a obtenção da área.

Usando a fórmula da área de uma coroa circular:

$$A = 2\pi \cdot R \cdot (R - r) = 2\pi \cdot R \cdot \Delta r \quad (2)$$



**Fig. 42-** Coroa circular vs segmento calculado para calcular a área da gordura epicárdica  
Adaptado: pesquisa Google

E que a área da parte seccional circular é obtida por (2), sendo  $\theta$  em graus e A em pixéis

$$A = 2\pi \cdot R \cdot \Delta r \cdot (\Delta\theta / 360) \quad (3)$$

Sabendo que:

$$\Delta\theta = 5^\circ$$

Sabendo também que,  $\Delta r$  é diferença da posição na semi-recta da localização do primeiro e ultimo pixel referente à zona de gordura

$$A = 2\pi \cdot R \cdot \Delta r \cdot (\Delta\theta / 360) \quad (4)$$

Obtendo assim o valor total da área:

$$A = (\pi \cdot R \cdot \Delta r) / 36 \quad (5)$$



## Capítulo V

# ANÁLISE DE RESULTADOS

Após a implementação do método semi-automático de identificação e avaliação do tecido epicárdico em imagens RM, foi necessário avaliar o seu desempenho, para verificar a sua fiabilidade. Para tal utilizou-se três observadores, com experiência na área da RM, nomeadamente técnicos de Radiologia que identificaram a gordura epicárdica de uma forma manual.

Os três observadores têm bastante experiência na área de ressonância magnética, contudo é necessário referir que o observador 2 é o mais inexperiente dos três observadores.

### 5.1. Dados de teste

Foram estudados 10 pacientes do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, com historial de grande gordura visceral e epicárdica. Nos 10 pacientes efectuaram-se 11 cortes de 1 cm sem espaçamento perpendiculares ao maior eixo, como representado na figura 43, permitindo cobrir toda a área cardíaca.

Após a obtenção dos dados, os três observadores analisaram as imagens, identificando e quantificando as áreas de gordura para cada corte, igualmente aplicou-se o método semi-automático a cada conjunto de imagens.

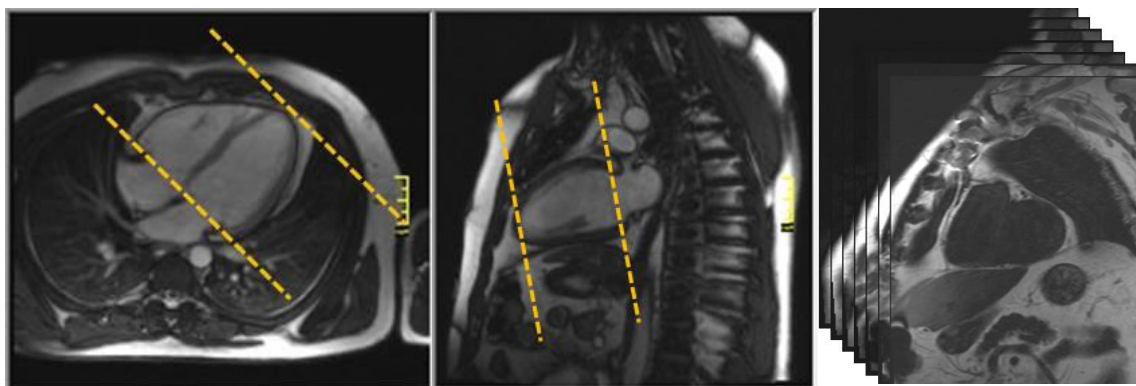


Fig. 43- Orientação dos cortes

## 5.2. Resultados

Nas tabelas 1 a 10, apresentadas nesta página e nas seguintes, é possível visualizar-se todo o conjunto de dados obtidos, pelos diferentes observadores/método para os onze cortes de cada caso (10 no total). A avaliação é efectuada de apical para basal, como é visível na figura 40.

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	203,99	21,51	20,72	19,34
<b>Corte 2</b>	96,14	21,30	20,02	20,24
<b>Corte 3</b>	38,38	21,01	22,45	19,98
<b>Corte 4</b>	24,78	17,61	23,68	18,13
<b>Corte 5</b>	17,75	20,72	24,73	26,74
<b>Corte 6</b>	20,96	24,74	22,30	24,47
<b>Corte 7</b>	14,25	15,57	28,26	12,14
<b>Corte 8</b>	15,06	15,99	15,57	14,10
<b>Corte 9</b>	14,81	16,34	14,91	17,19
<b>Corte 10</b>	14,13	26,22	17,40	15,52
<b>Corte 11</b>	20,44	21,84	29,55	21,90

**Tabela 1** - Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 1

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	160,75	11,52	9,35	12,07
<b>Corte 2</b>	132,96	36,28	21,26	17,61
<b>Corte 3</b>	84,69	20,67	21,70	18,88
<b>Corte 4</b>	55,39	18,46	17,06	21,60
<b>Corte 5</b>	36,00	17,21	22,74	15,88
<b>Corte 6</b>	24,63	19,94	20,35	20,49
<b>Corte 7</b>	19,34	19,86	19,65	19,16
<b>Corte 8</b>	16,81	19,72	20,72	21,77
<b>Corte 9</b>	19,55	24,98	27,03	27,19
<b>Corte 10</b>	37,68	19,53	24,33	22,98
<b>Corte 11</b>	32,25	20,97	24,36	21,25

**Tabela 2** - Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 2

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	179,45	15,44	14,98	12,95
<b>Corte 2</b>	116,14	16,71	21,53	19,97
<b>Corte 3</b>	65,17	16,8	18,7	17,88
<b>Corte 4</b>	35,25	16,16	18,11	17,12
<b>Corte 5</b>	23,47	16,73	17,03	16,22
<b>Corte 6</b>	21,19	15,88	18,58	15,08
<b>Corte 7</b>	22,28	22,22	19,62	20,89
<b>Corte 8</b>	21,57	20,05	21,96	22,51
<b>Corte 9</b>	23,92	24,32	26,39	22,64
<b>Corte 10</b>	21,57	15,27	27,19	23,96
<b>Corte 11</b>	23,92	19,58	22,71	23,95

**Tabela 3** -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 3

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	125,26	9,97	7,17	8,17
<b>Corte 2</b>	119,27	19,28	24,13	18,57
<b>Corte 3</b>	71,77	19,71	20,12	18,43
<b>Corte 4</b>	40,98	22,93	19,46	19,93
<b>Corte 5</b>	20,55	17,83	21,79	18,84
<b>Corte 6</b>	19,66	18,26	21,62	19,27
<b>Corte 7</b>	17,70	15,00	18,87	22,45
<b>Corte 8</b>	23,08	19,83	23,11	28,94
<b>Corte 9</b>	19,33	17,95	21,64	19,71
<b>Corte 10</b>	16,55	13,45	18,44	18,69
<b>Corte 11</b>	10,76	10,06	13,22	10,26

**Tabela 4** -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 4

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	110,27	18,46	9,38	18,89
<b>Corte 2</b>	74,95	18,86	13,20	16,16
<b>Corte 3</b>	54,31	29,39	19,08	24,22
<b>Corte 4</b>	34,62	18,55	17,84	17,21
<b>Corte 5</b>	27,69	20,85	17,26	19,97
<b>Corte 6</b>	22,82	20,37	19,56	21,41
<b>Corte 7</b>	24,88	22,59	22,84	25,35
<b>Corte 8</b>	21,15	23,65	20,50	22,77
<b>Corte 9</b>	16,81	17,56	23,36	24,28
<b>Corte 10</b>	20,81	24,46	27,85	18,61
<b>Corte 11</b>	16,42	24,02	29,57	22,51

**Tabela 5** -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 5

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	103,21	12,84	10,95	9,56
<b>Corte 2</b>	133,33	24,01	27,91	22,30
<b>Corte 3</b>	62,79	12,81	25,30	19,61
<b>Corte 4</b>	39,37	22,89	25,87	23,10
<b>Corte 5</b>	25,71	22,77	25,30	20,27
<b>Corte 6</b>	22,02	20,10	23,80	20,19
<b>Corte 7</b>	22,80	20,26	20,15	22,25
<b>Corte 8</b>	19,73	24,51	24,68	25,14
<b>Corte 9</b>	17,07	34,13	34,30	27,74
<b>Corte 10</b>	17,83	32,43	37,61	32,51
<b>Corte 11</b>	15,29	26,28	24,80	29,39

**Tabela 6** -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 6



<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	159,20	10,09	11,91	15,92
<b>Corte 2</b>	95,08	14,68	14,04	15,33
<b>Corte 3</b>	52,18	15,08	16,03	13,77
<b>Corte 4</b>	25,00	13,4	15,72	11,63
<b>Corte 5</b>	17,25	15,09	12,52	13,79
<b>Corte 6</b>	17,11	15,35	10,29	12,73
<b>Corte 7</b>	15,54	15,76	12,92	10,96
<b>Corte 8</b>	14,08	17,50	18,14	14,89
<b>Corte 9</b>	19,10	20,90	20,04	19,62
<b>Corte 10</b>	20,60	20,86	25,67	31,37
<b>Corte 11</b>	17,28	17,47	29,40	16,28

**Tabela 7** -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 7

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	204,92	14,82	15,50	10,18
<b>Corte 2</b>	159,74	19,21	18,27	16,19
<b>Corte 3</b>	111,12	22,31	20,73	20,80
<b>Corte 4</b>	70,67	16,53	18,70	14,27
<b>Corte 5</b>	41,71	21,40	19,31	16,81
<b>Corte 6</b>	33,74	21,71	19,23	13,95
<b>Corte 7</b>	29,67	27,06	23,67	16,40
<b>Corte 8</b>	29,46	28,72	24,38	19,47
<b>Corte 9</b>	30,31	28,12	25,26	25,08
<b>Corte 10</b>	27,60	28,98	27,59	25,37
<b>Corte 11</b>	32,46	30,39	31,19	26,76

**Tabela 8** -Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 8

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	125,82	9,26	11,08	23,24
<b>Corte 2</b>	76,12	17,04	16,04	24,05
<b>Corte 3</b>	42,07	15,37	15,90	20,87
<b>Corte 4</b>	30,30	26,16	24,03	20,19
<b>Corte 5</b>	23,27	23,04	20,67	19,06
<b>Corte 6</b>	23,70	27,36	27,25	24,10
<b>Corte 7</b>	22,79	27,12	23,61	20,60
<b>Corte 8</b>	19,93	25,10	26,61	22,36
<b>Corte 9</b>	29,97	30,06	39,63	29,36
<b>Corte 10</b>	17,43	27,10	26,66	26,79
<b>Corte 11</b>	31,07	8,84	9,47	12,18

**Tabela 9** - Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 9

<i>Cortes/utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>
<b>Corte 1</b>	196,58	2,38	4,29	2,89
<b>Corte 2</b>	140,53	12,33	9,96	5,48
<b>Corte 3</b>	76,94	13,09	12,82	13,44
<b>Corte 4</b>	35,41	15,20	13,03	10,51
<b>Corte 5</b>	17,59	14,65	13,47	12,88
<b>Corte 6</b>	15,88	17,56	15,16	12,24
<b>Corte 7</b>	13,61	17,58	14,46	13,02
<b>Corte 8</b>	13,19	19,90	11,75	11,95
<b>Corte 9</b>	9,16	17,36	10,75	12,15
<b>Corte 10</b>	10,38	22,30	20,57	17,23

**Tabela 10** - Áreas medidas pelos diferentes Observadores/Método para o caso 10

Na figura 44 é possível visualizar a avaliação manual dos três utilizadores da gordura epicárdica dos cortes 5 ao 9, das imagens do caso 3. Os restantes casos encontram-se no apêndice B.

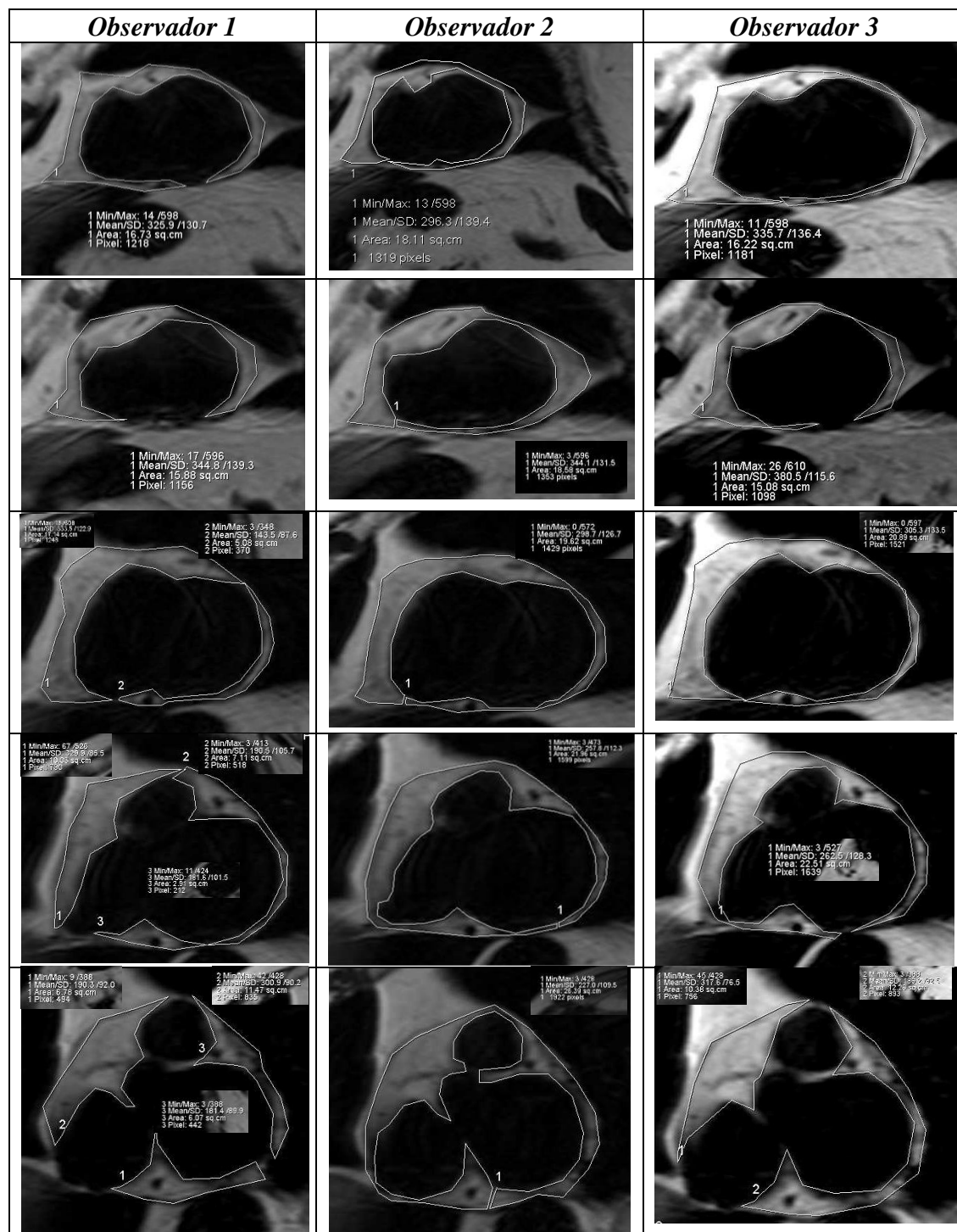


Fig. 44 – Avaliação da gordura epicárdica do caso 3 (corte5 a 9)

## 5.3. Análise dos Dados

### 5.3.1. Exclusão dos dados

Apesar de ser adquirido todos os dados dos 11 cortes, apenas foram utilizados os cinco cortes mais centrais (corte 5 a 9). Este facto deve-se à grande disparidade de valores associados à dificuldade em visualizar o pericárdio, que não permitiu a este método a avaliação automática dos cortes mais periféricos. A discrepância para os cortes periféricos entre os valores calculados pelo método semi-automático e os dos observadores poderá ser verificada nas tabelas 1 a 11.

A análise estatística que permite ver a disparidade de valores localiza-se no apêndice C.

### 5.3.2. Avaliação dos Dados

Para os cortes considerados válidos (5 a 9), foi calculada a média dos observadores para cada corte e a diferença entre o valor obtido e o valor do método semi-automático. Os resultados para o caso 3 são apresentados na tabela 11.

<i>Cortes /Utilizador</i>	<i>Semi-automático</i>	<i>Observador 1</i>	<i>Observador 2</i>	<i>Observador 3</i>	<i>Média</i>	<i>Diferença</i>
<b>Corte 5</b>	23,47	16,73	18,4	16,22	17,12	6,35
<b>Corte 6</b>	21,19	16,16	17,69	17,12	17,10	4,09
<b>Corte 7</b>	22,28	22,22	19,62	20,89	20,91	1,37
<b>Corte 8</b>	21,57	20,05	21,96	22,51	21,51	0,06
<b>Corte 9</b>	23,92	24,32	26,39	22,64	24,45	0,53

**Tabela 11** – Análise dos cortes 5 ao 9 para o caso 3

Assim, a amostra de teste é composta pela análise de dados de 10 casos em que foram estudados 5 cortes por três utilizadores e pelo método semi-automático. As 50 imagens (n=50) foram analisadas quatro vezes. Contudo é a diferença obtida pelo método semi-automático e a média da avaliação dos observadores que irá permitir a análise estatística.

#### 5.3.2.1 – Teste Kolmogorov-Smirnov

Para aferir o tipo de relação existente entre os itens pertencentes ao método e aqueles relacionados com os observadores, utilizou-se o teste Kolmogorov-Smirnov utilizando a correcção de Lillefors, uma vez que a amostra era maior que 30.

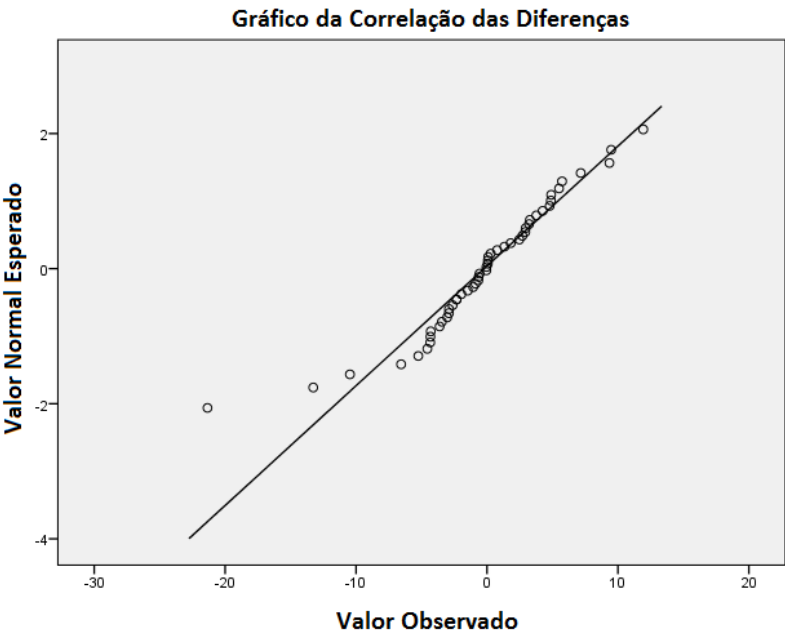
Teste da Normalidade		
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>	
	Significância	p
Diferença	0,778	0,064

**Tabela 12** – Teste da normalidade

Este valor permite-nos aceitar a hipótese da normalidade da população uma vez que o valor de  $p > 0,05$  para os níveis de significância habituais (95%). Utilizou-se assim o teste paramétrico  $t$  para avaliar se o método está próximo dos valores da média dos utilizadores.

### 5.3.2.2. – Teste $t$

O teste  $t$  é um teste que no caso de uma amostra testa se uma média populacional é ou não igual a um determinado valor a partir da estimativa obtida de uma amostra aleatória. Para este estudo específico, utilizando o teste  $t$  pretende-se verificar se a amostra estudada pode ser estimada á média da observação dos utilizadores. Para demonstrar de forma gráfica, utilizou-se gráficos de correlação (figura 45) e de dispersão (figura 46).



**Fig. 45** - Gráfico demonstrando a correlação entre o valor esperado e observado

Observando a figura 45, o gráfico de correlação demonstra que existe uma forte correlação entre a média de observação e o método semi-automático.

A figura 46 mostra que não há uma grande dispersão entre a maioria dos valores das diferenças.

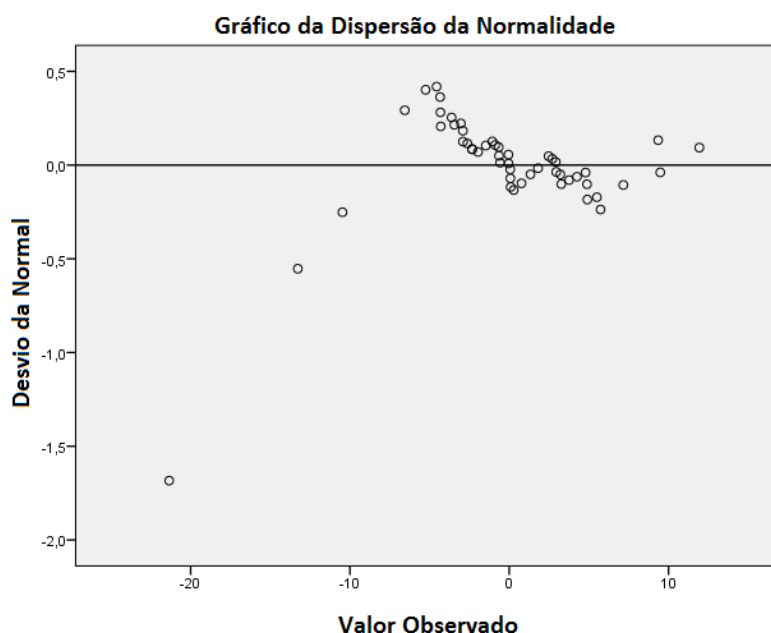


Fig. 46 - Gráfico demonstrando a variação entre a diferença entre o método e os observadores

Através do teste verifica-se também que o valor de significância ( $p=0,778$ ), como  $p > 0,05$  não existe diferença estatisticamente significativa entre a diferença existente entre os dois métodos, o que permite concluir que não existem diferenças significativamente estatísticas.

#### Teste T

	Valor teste = 0				
	t	p	Média da diferença	Intervalo de confiança da diferença 95%	
				Valor mais baixo	Valor mais alto
Diferença	-,283	,778	-,22600	-1,8288	1,3768

Tabela 13 – Teste t

#### 5.3.2.3. – Método de Blandman e Altman

É importante compreender que estes métodos falados anteriormente impõem uma avaliação globalística, obtendo um resultado que não existe uma grande diferença estatística como um todo no método.

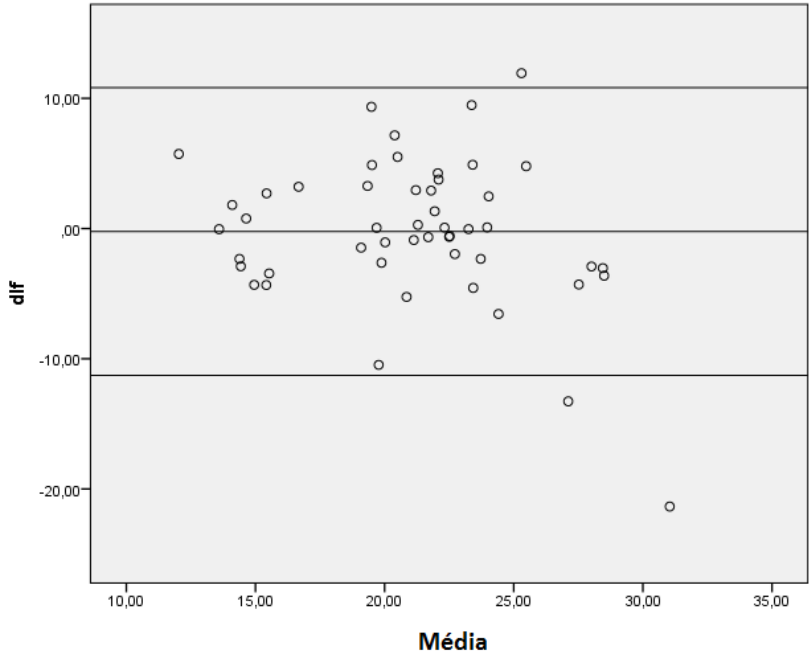
Contudo mas para compreender melhor se existem diferenças aceitáveis do ponto de vista clínico é necessário analisar outras ferramentas estatísticas como é o caso do método Blandman & Altman. A metodologia proposta por Bland & Altman para avaliar a concordância entre duas variáveis (X e Y) implica a visualização gráfica a partir de um gráfico de dispersão entre a diferença das duas variáveis ( $X - Y$ ) e a média das duas ( $(X + Y) / 2$ ).

No gráfico Bland & Altman é possível visualizar o viés (o quanto as diferenças se afastam do valor zero), o erro (a dispersão dos pontos das diferenças ao redor da média), além de outliers e tendências.

Na análise do gráfico de Bland-Altman, encontra-se, no eixo das abscissas (x), a médias dos dois métodos em estudo. No eixo das ordenadas (y) temos a diferença entre os dois métodos

em estudo. O gráfico Bland & Altman permite avaliar a relação das discordâncias com as medidas avaliadas, isto é, se as diferenças entre as variáveis dependem ou não do tamanho da medida. Isto pode ser feito através de uma correlação entre as diferenças e as médias, que deve ser nula.

O gráfico de Bland & Altman apresenta concentração de valores positivos e negativos. Ao fazer a análise do gráfico das diferenças entre métodos (figura 47), para o método semi-automático e para a média dos observadores, verificámos que a variabilidade das diferenças está compreendida entre 11,28 cm<sup>2</sup> (limite superior) e 10,828 cm<sup>2</sup> (limite inferior) num (Intervalo de Confiança de 95%) (Fluchter et a,2007).



**Fig. 47** - Correlação Blandman & Altman

Quando é feita a análise da linha de tendência da regressão linear de ambos os gráficos, verifica-se uma tendência para um aumento das diferenças entre métodos nos extremos dos cortes. Olhando a tabela de dados é possível concluir que o caso com maior discrepância advém de uma imagem artefactual, isto é, uma imagem que a sua leitura está mais dificultada devido á presença de um arame de uma cirurgia (ver imagens em anexo – apêndice B caso 8).





# Capítulo VI

## CONCLUSÃO

Com este trabalho pretendeu-se automatizar o processo de quantificação de gordura epicárdica nas imagens de RM. O limite que separa a gordura epicárdica da gordura pericárdica é a linha pericárdica e esta é muito difícil distinguir uma vez que é muito fina.

No primeiro ponto, procedeu-se a uma síntese dos resultados do estudo realizado, que consistiu na realização de um método semi-automático, utilizando o *Matlab*. De seguida, abordou-se os contributos deste estudo ao nível da investigação científica e teceu-se considerações quanto às suas implicações práticas.

### 6.1. Síntese do trabalho

Na fase inicial da dissertação, foram expostos alguns fundamentos básicos teóricos, acerca da anatomia e fisiologia cardíaca e ressonância magnética, assim como a localização da gordura epicárdica, e qual a sua importância a nível do sistema metabólico e a nível da doença cardiovascular. A revisão bibliográfica permitiu delinear o teor das questões mais significativas para o âmbito do estudo e precisar a formulação das questões.

A segunda parte revela a forma como foi criado passo a passo o método em matlab. Localizou-se o centro do coração de forma manual, para encontrar a linha pericárdica utilizou-se gráficos de intensidade e através da diferenciação de intensidades da gordura para a linha. Após localizar o pericárdio, para anular o centro do coração e ficar apenas com a gordura pericárdica anulou-se todos os valores de baixa intensidade.

A terceira parte incluiu os resultados, que permitiram compreender a fiabilidade do método. Nos 10 casos obtidos as imagens dos cortes 5 ao 9 obteve-se a área dos cortes de forma semiautomática e verificou-se que os valores obtidos manualmente estavam desviados dentro dos valores.

Em relação aos cortes mais centrais este método é um método bastante fiável uma vez que representa valores pouco discrepantes e dentro dos valores apresentados por outros trabalhos (fluchter et al).

## 6.2. Limitações do estudo

Tal como já foi referido anteriormente, existem algumas limitações deste estudo nomeadamente as descritas de uma forma sucinta de nomeadamente, a questão de o método ser semi-automático, isto é, necessitar que o utilizador escolha o ponto central, para iniciar o estudo.

A primeira limitação residiu no factor tempo, na medida em que foi imposto à partida o prazo limite de um ano para a elaboração e redacção da dissertação. Para além disso, a obtenção de dados de referência é um processo moroso e que limita o número de casos obtidos para teste. A segunda maior limitação do estudo está associada aos cortes mais laterais, isto é, aos cortes basais (cortes mais superiores do coração) e os cortes mais apicais (terminação dos ventrículos), uma vez que também são de difícil avaliação manual.

Atendendo à forma como foi utilizado este método verifica-se que este não é suficientemente robusto para funcionar para certos cortes, nomeadamente os cortes mais laterais, nomeadamente os mais apicais.

## 6.3. Sugestão para trabalho futuro

Tal como já foi referido nas limitações do estudo, constatou-se uma série de constrangimentos no estudo desenvolvido que limitaram a abrangência da análise efectuada.

Esta situação sucede com todos estudos e em diferentes níveis de intensidade. Procurou-se ultrapassar esses constrangimentos com algumas técnicas não sucedidas.

Para estudos posteriores é possível focar-se em um método que permita avaliar a área dos cortes mais erróneos nomeadamente, os corte 1 a 4, assim como o 10 e 11. É também de grande importância salientar que devido à limitação temporal da dissertação não foi possível, criar um método que permita visualizar a área na própria imagem, o que poderá ser interessante para trabalhos futuros.

Analisando todo este trabalho é possível concluir que o método apresentado, consegue auxiliar o operador na quantificação desta gordura. Com este sistema será possível reduzir o tempo de quantificação desta medida pois o programa poderá ajudar a quantificar os cortes mais centrais.

## Bibliografia

- Bathista & Nogueira (2002). Elementos Históricos da Ressonância Magnética Nuclear *VII Encontro de Ressonância Magnética Nuclear - Maringá*, pp. 1–15.
- Bettencourt et al (2009) Multislice computed tomography in exclusion of coronary heart disease in patients with presurgical valve disease. *Circ Cardiovascular Imaging* (Vol.2) 206-13
- Bogaert & Dymarkosky (2005). Clinical cardiac MRI. *Springer*, (0), 6221.
- Westbrook, & Kaut. (1998). *MRI in Practice*. Catherine Westbrook, Carolyn Kaut *MRI in Practice* (Vol. 37).
- Deshmane et al (2012). Parallel MR imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*.
- Dey et al (2012). Epicardial and thoracic fat - Noninvasive measurement and clinical implications. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 2(2), 85–93.
- Figueiredo et al, (2009). Semi-automatic quantification of the epicardial fat in CT images.
- Flüchter et al (2007). Volumetric assessment of epicardial adipose tissue with cardiovascular magnetic resonance imaging. *Obesity (Silver Spring, Md.)*, 15(4), 870–878.
- Garcia (1998). *Biofísica*. São Paulo: Sarvier.
- Grizzard et al (2008). Cardiovascular MRI in practice a teaching file approach. Cardiovascular MRI In Practice: A Teaching File Approach. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*
- Iacobellis et al (2003). Epicardial fat from echocardiography: a new method for visceral adipose tissue prediction. *Obesity Research*, 11(2), 304–310.
- Iacobellis & Willens (2009). Echocardiographic epicardial fat: a review of research and clinical applications. *Journal of the American Society of Echocardiography: Official Publication of the American Society of Echocardiography*, 22(12), 1311–1319; quiz 1417–1418.
- Iacobellis et al (2008). *Threshold values of high-risk echocardiographic epicardial fat thickness*. *Obesity (Silver Spring, Md.)* (Vol. 16).
- Iaizzo (2005). *Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices: Second edition*. *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices: Second Edition*.
- Kwong (2010). 18 Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging. *Braunwald's Heart Disease*, 340–e37.

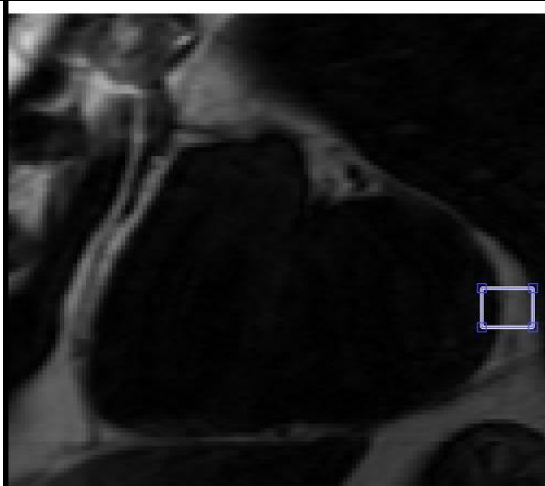
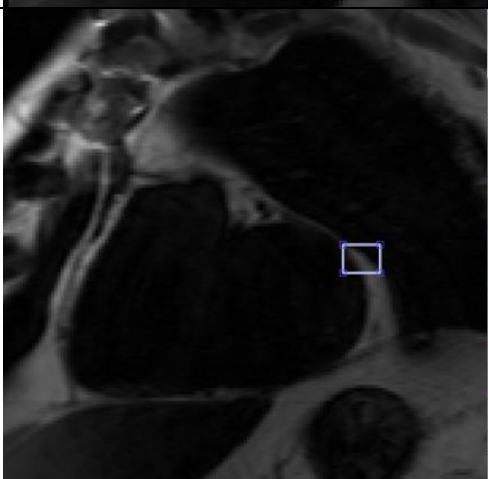
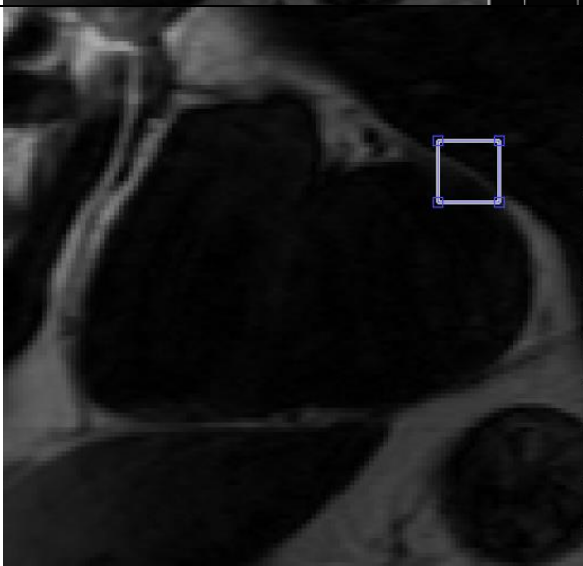
- Larkman & Nunes (2007). Parallel magnetic resonance imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 52(7), R15–R55.
- Lufkin (1999). *Manual de ressonância magnética*. Guanabara Koogan. Retrieved from
- Mazzola (2009). Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional Magnetic resonance: principles of image formation and applications in funcional imaging. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1), 117–129.
- Moore et al (2007). Anatomia Orientada Para a Clínica. *GUANABARA KOOGAN*.
- Nehrke & Manke (2000) Advanced Navigator Techniques, International Journal of Eletromagnetism. (Volume 2).
- Netter (2006). *Atlas of human anatomy. Exp Neurol* (Vol. 97).
- Ouwens et al (2010). The role of epicardial and perivascular adipose tissue in the pathophysiology of cardiovascular disease. *Journal of Cellular and Molecular Medicine*.
- Paulsen & Waschke (2010). *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen Band 2 : Innere Organe. Atlas der Anatomie des Menschen*.
- Reiser & Semmler (2008). Magnetic Resonance Tomography. *Springer*.
- Rooney (2003). MRI: From Picture to Proton,. *Health Physics*.
- Seeley et al (2007). Anatomy and Physiology. *British Medical Journal*, 1, 805–806. Retrieved from
- Sicari, et al (2011). Pericardial rather than epicardial fat is a cardiometabolic risk marker: An MRI vs echo study. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 24(10), 1156–1162.
- Schild (1990). *MRI\_Made\_Easy*. (Schering AG, Ed.). Berlin: Lt. Oberarzt im Institut für Klinische Strahlenkunde des Klinikums der Johann-Gutenberg-Universität.
- Toczyłowski et al (2013). Epicardial adipose tissue and its role in cardiac physiology and disease. *Postępy Higieny I Medycyny Doświadczalnej (Online)*, 67, 584–93.

# **Anexos**

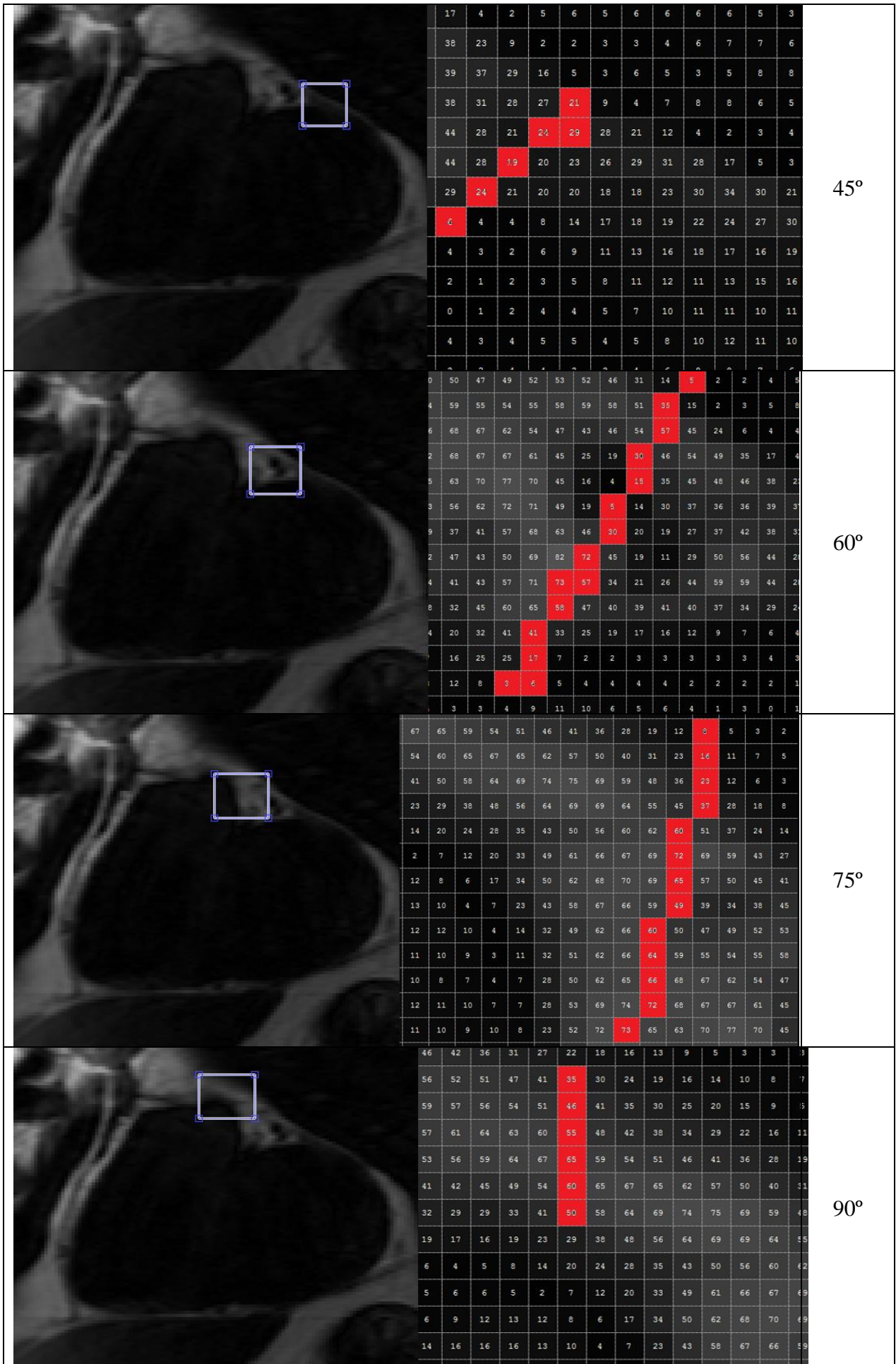


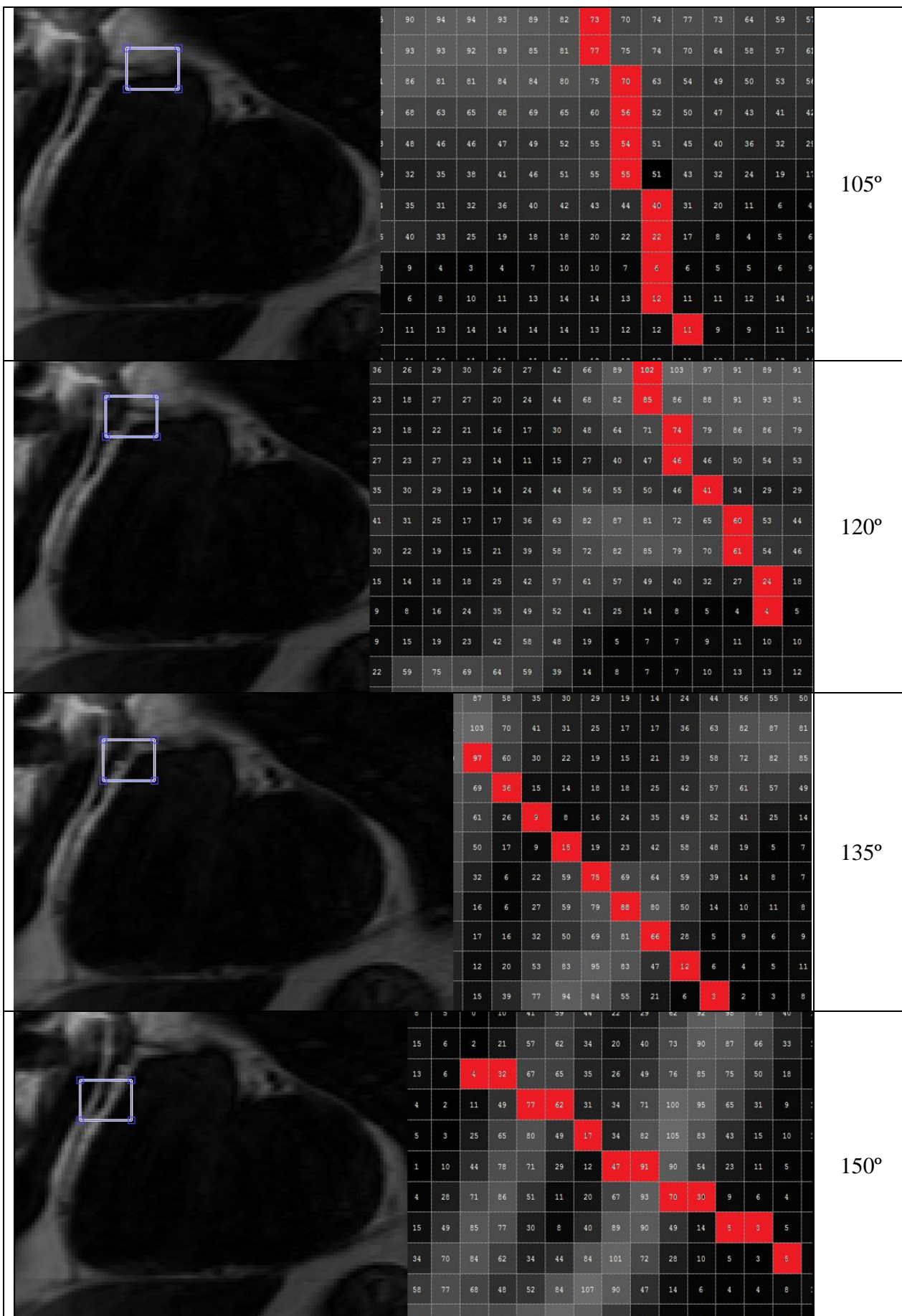
# Apêndice

## A

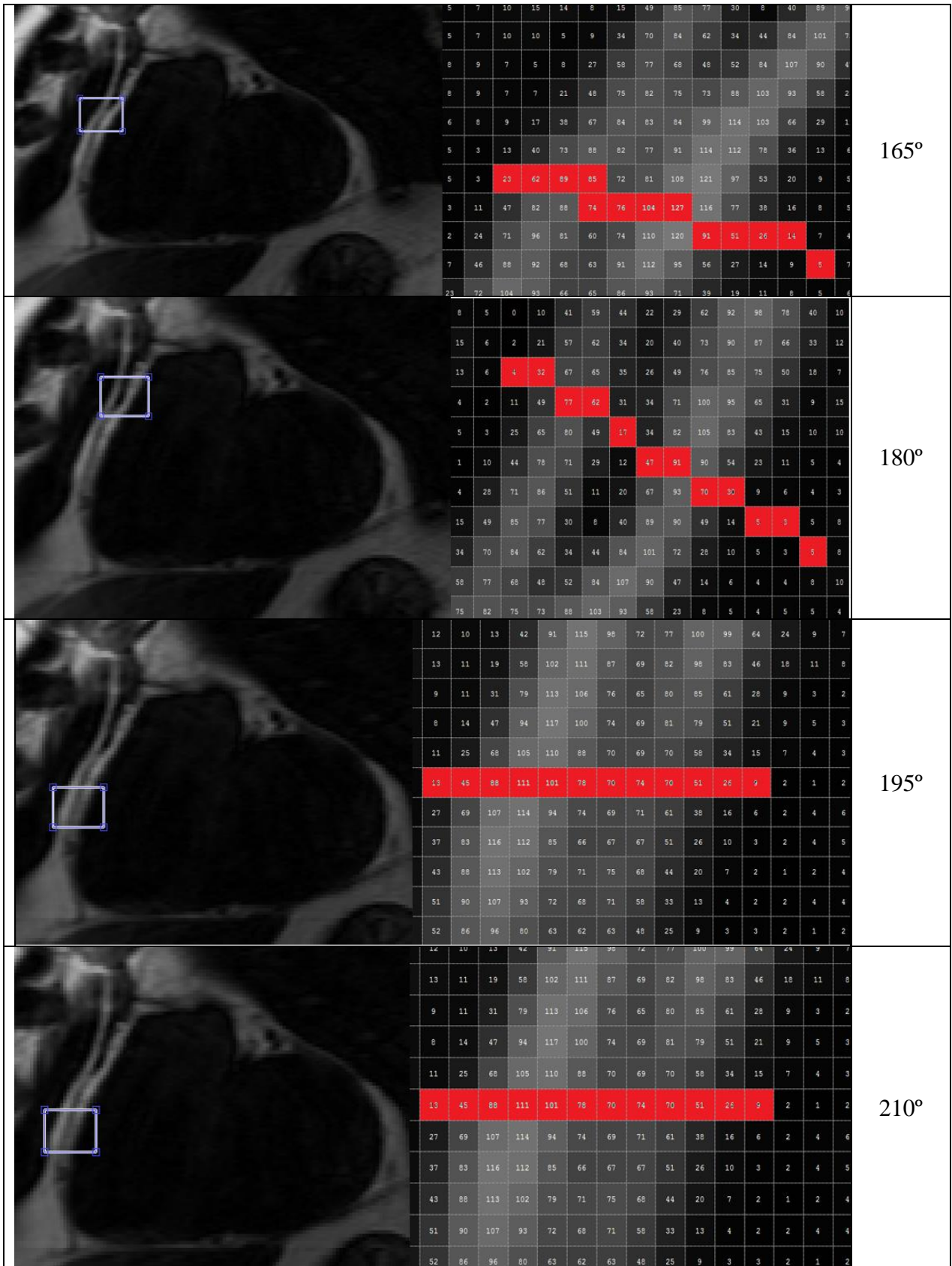
Análise para construção do método												Ângulo	
	9	5	7	25	46	63	70	69	64	53	34	0°	
	10	7	10	24	40	56	67	70	65	56	42		
	10	7	10	25	41	53	62	65	63	58	46		
	10	5	5	18	39	59	71	70	62	55	49		
	11	6	1	12	35	60	73	71	63	58	52		
	10	7	3	13	37	62	73	71	64	58	50		
	5	6	4	18	43	62	69	68	65	61	54		
	7	4	3	19	42	61	68	66	63	60	54		
	8	5	4	19	46	64	65	60	59	59	56		
	21	32	33	23	9	1	2	4	6	6	3	4	15°
	19	30	47	53	39	18	6	3	6	9	7	3	
	12	21	40	57	62	51	34	16	3	4	5	6	
	12	18	28	44	61	66	57	36	14	3	1	4	
	12	15	18	27	45	62	66	53	30	11	5	1	
	7	9	11	17	33	52	62	60	49	33	17	5	
	5	9	8	10	24	42	58	64	61	52	36	19	
	1	6	7	5	13	29	50	65	68	63	53	37	
	8	6	5	7	8	5	3	2	1	4	6	7	30°
	2	3	4	3	3	4	6	4	1	1	2	2	
	17	5	3	4	6	7	7	7	8	9	7	2	
	34	30	21	9	3	4	5	10	9	5	2	2	
	24	27	30	28	19	6	3	6	6	6	6	7	
	17	16	19	25	30	26	17	8	3	1	2	4	
	13	15	16	15	18	26	31	22	12	11	5	3	
	11	10	11	13	11	10	15	23	23	13	5	3	
	12	11	10	9	8	7	7	11	22	26	18	8	
	8	7	6	5	5	6	7	8	10	18	21	14	
	6	7	6	4	4	5	5	6	7	8	16	23	
	5	5	4	4	2	2	3	3	6	8	11	23	

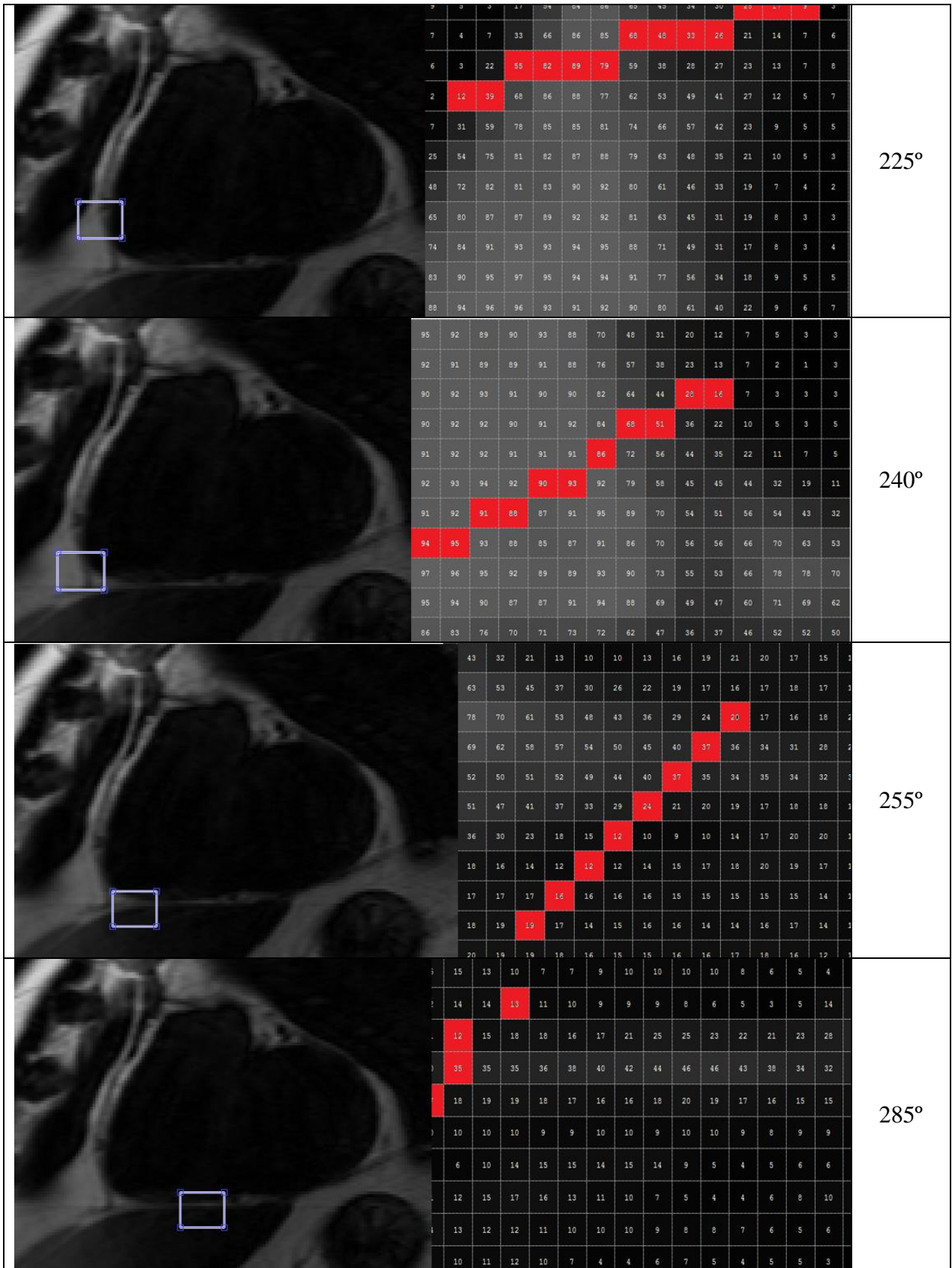


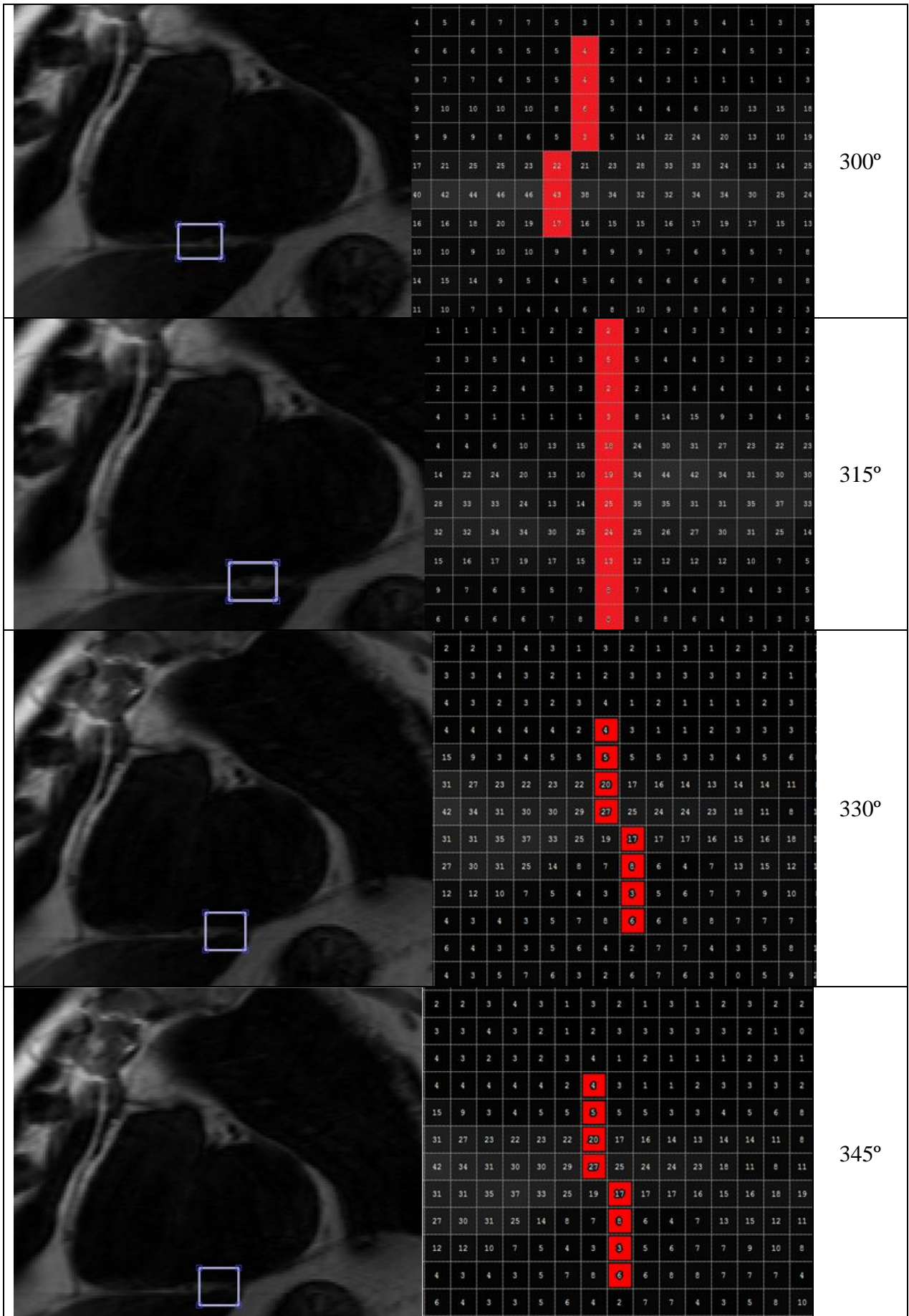












# Apêndice

## B

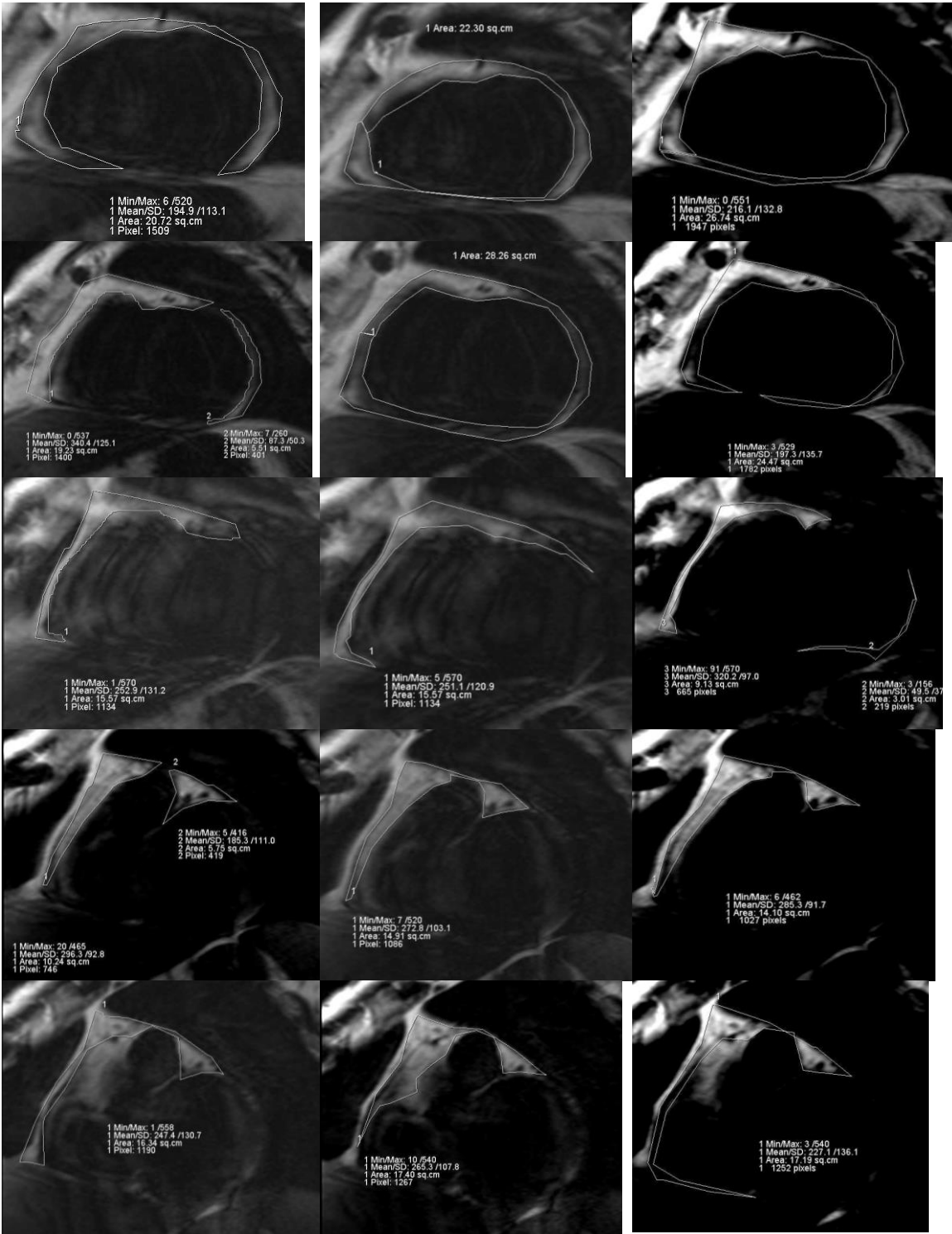


Caso1

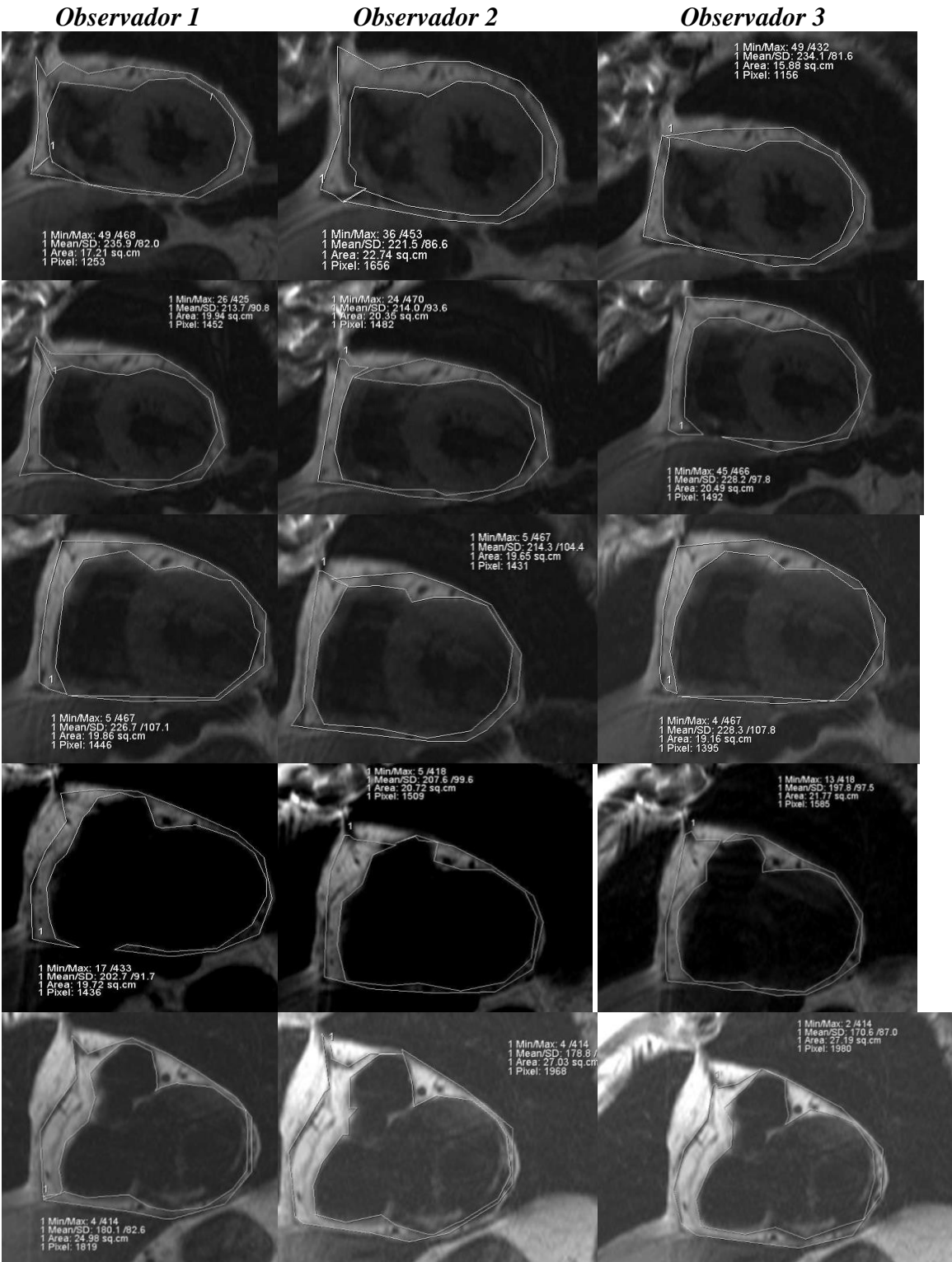
Observador 1

Observador 2

Observador 3



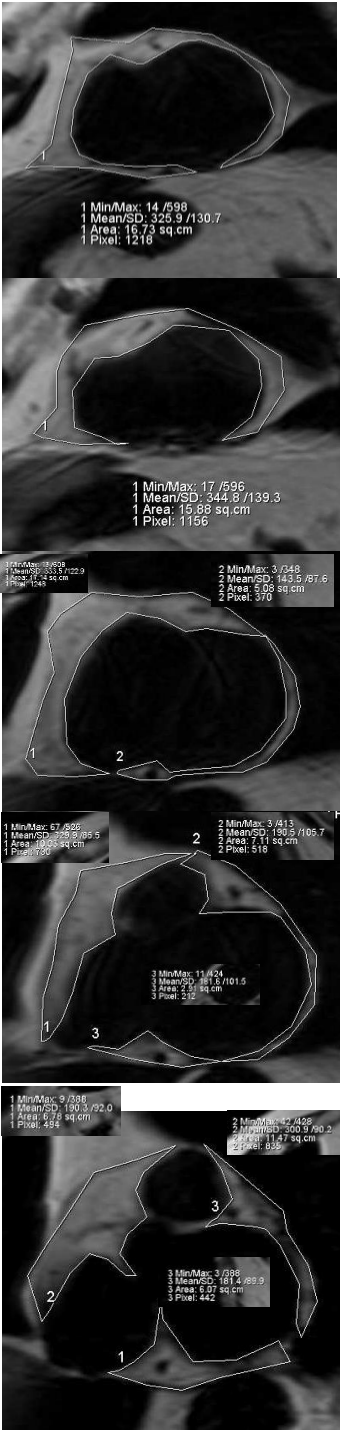
Caso2



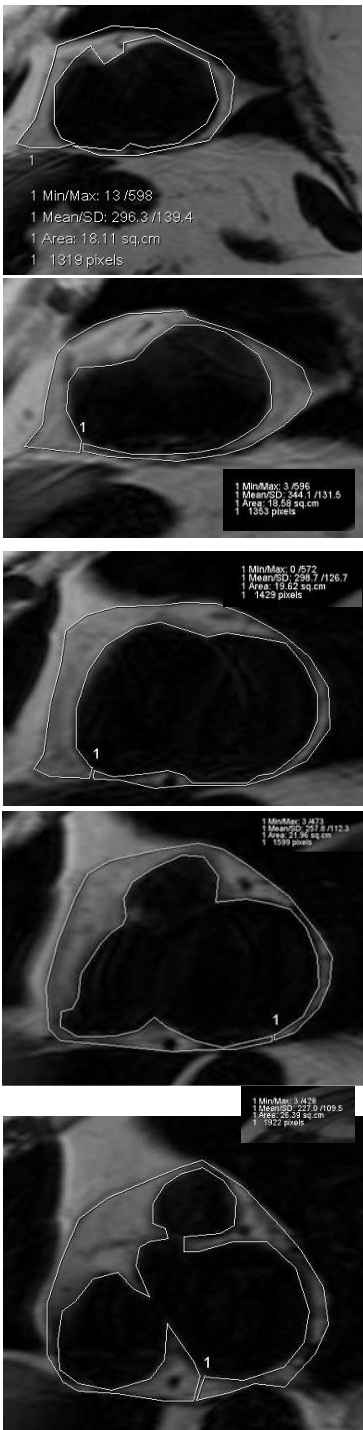


Caso3

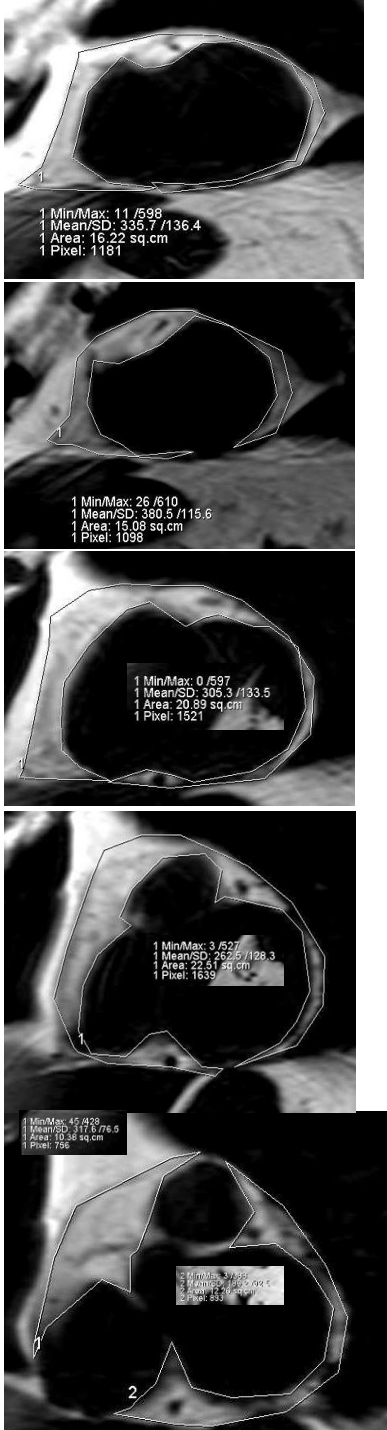
Observador 1



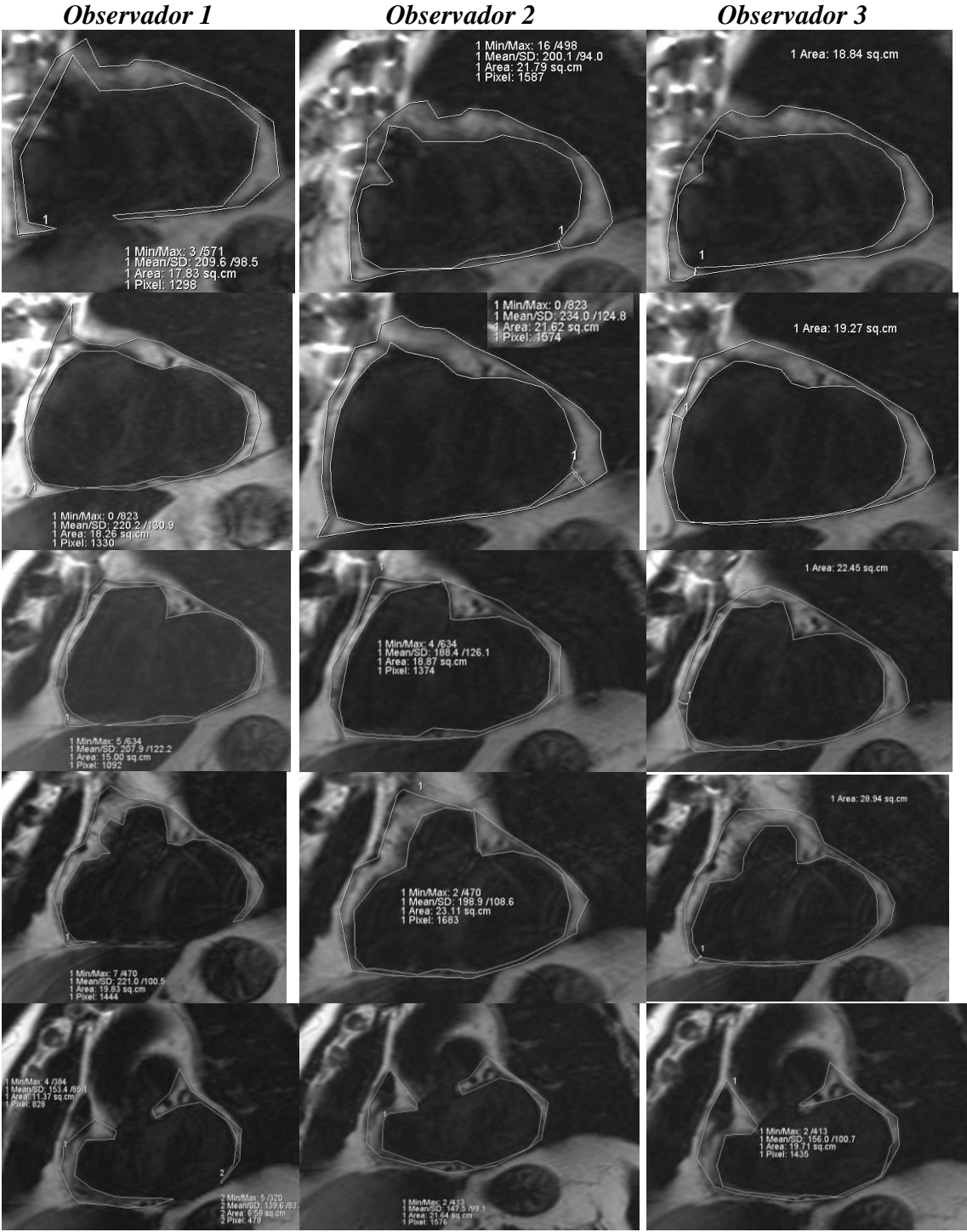
Observador 2



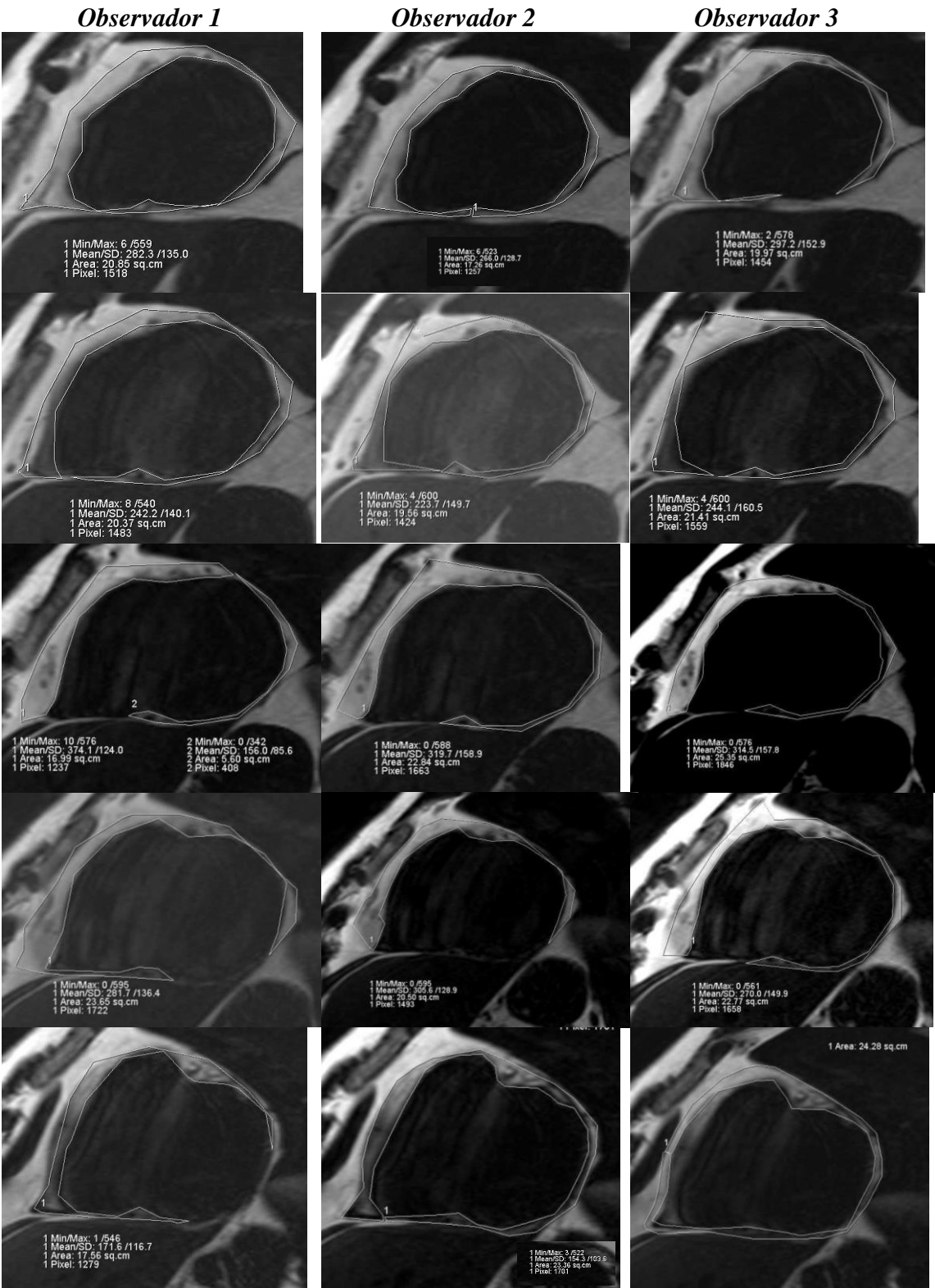
Observador 3



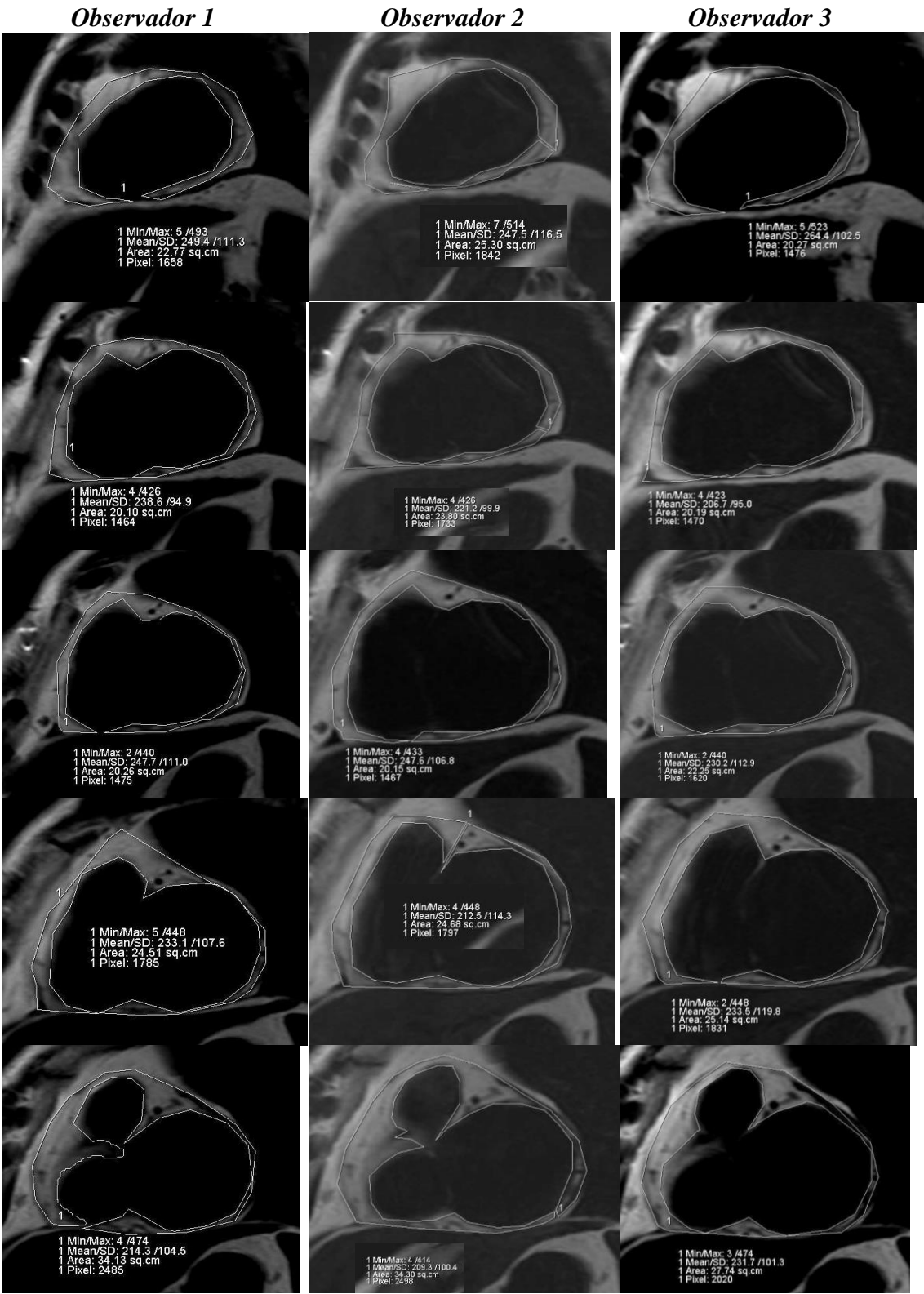
Caso4



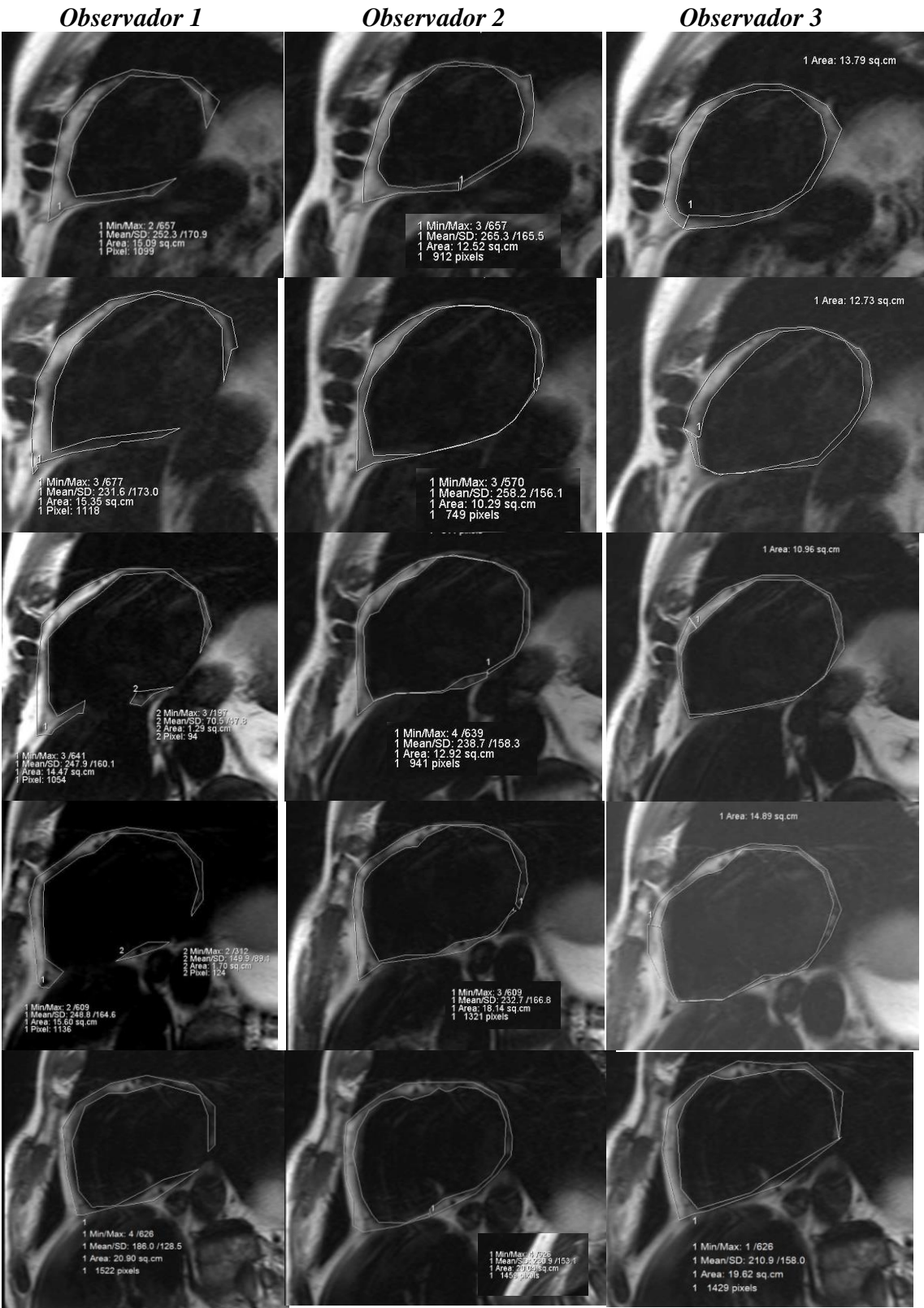
Caso5



Caso6



Caso7



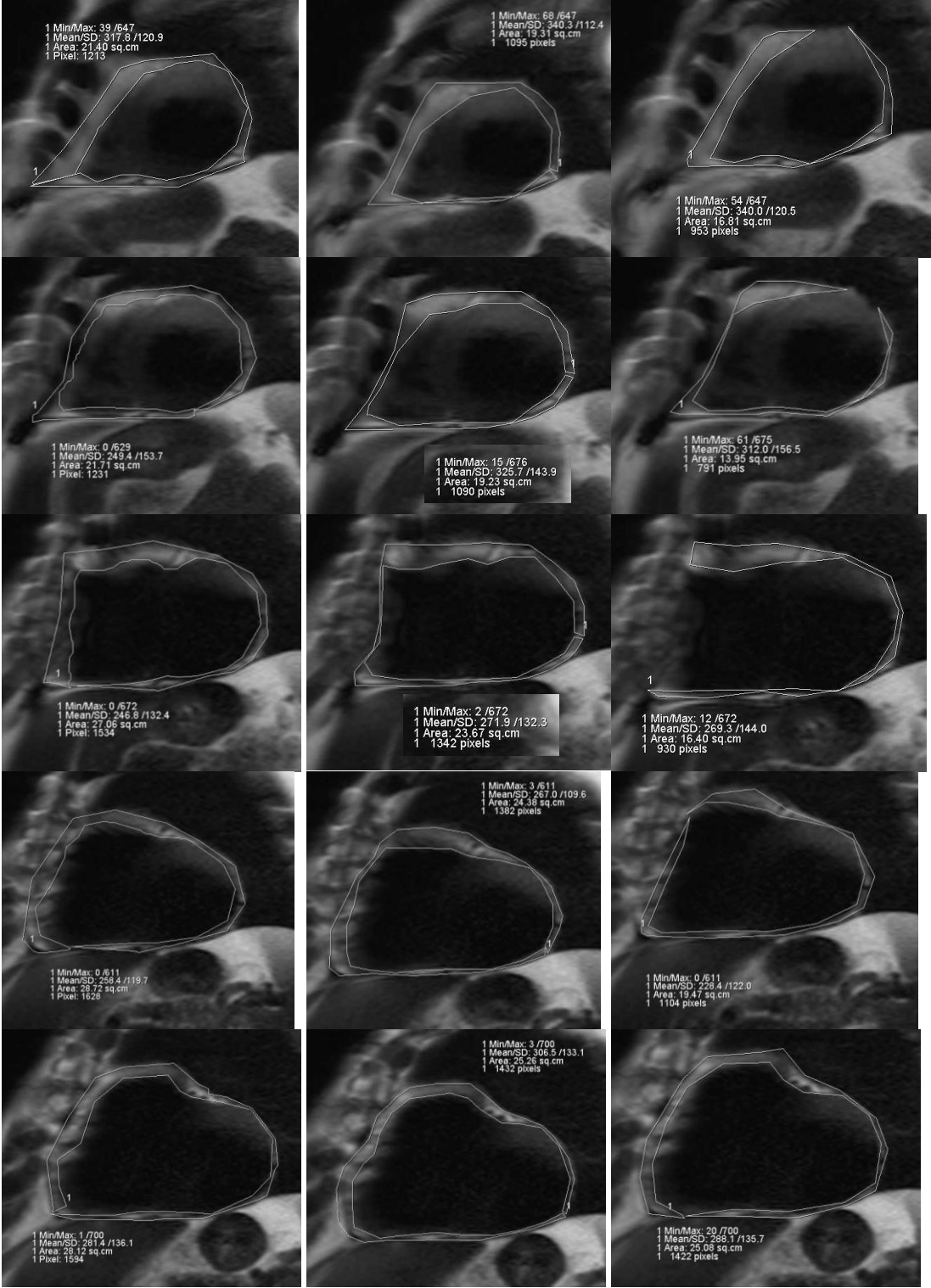


Caso8

Observador 1

Observador 2

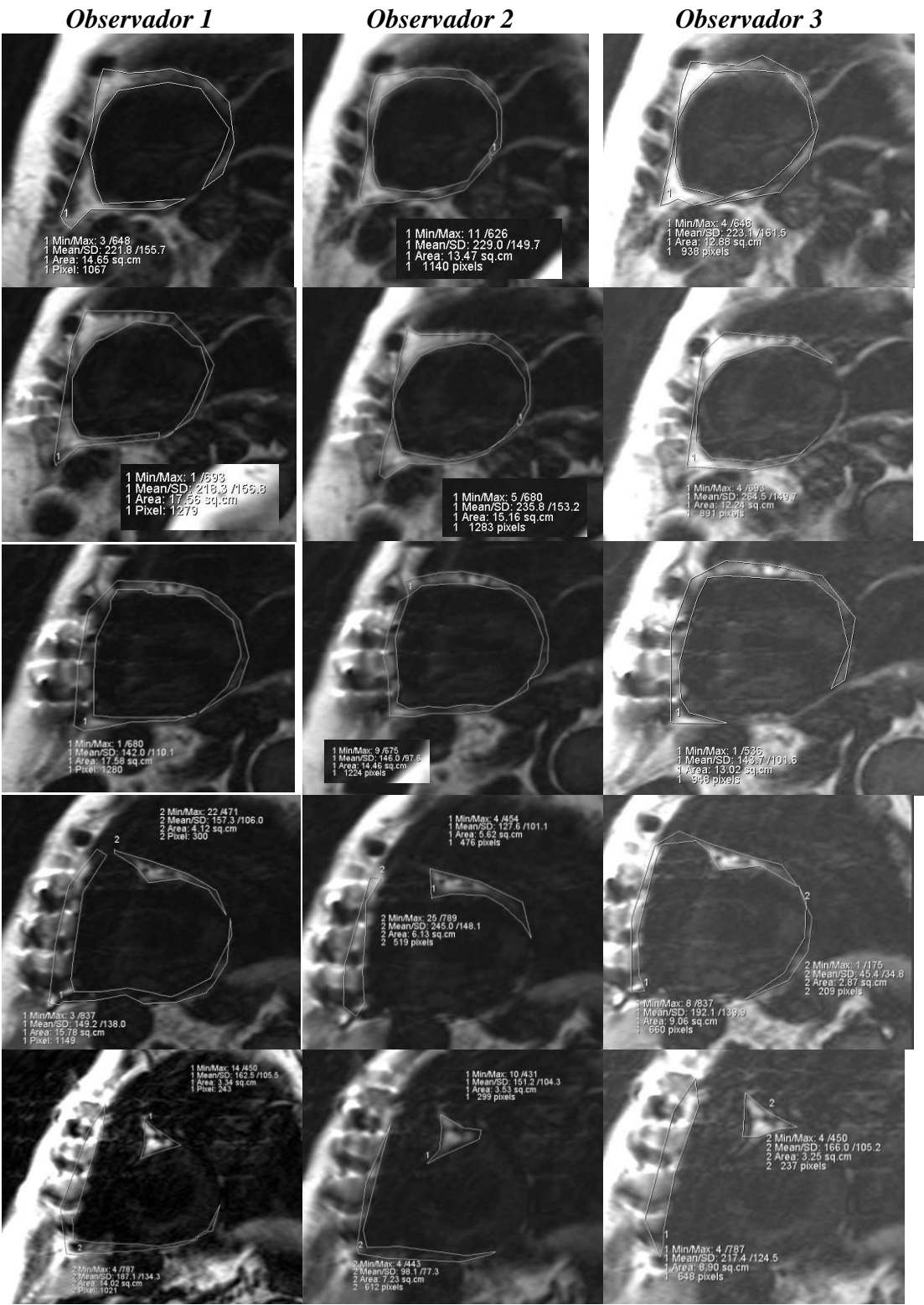
Observador 3



Caso9



Caso10





# Apêndice

## C

Ao executar a análise do gráfico para os cortes mais basais (10 e 11) e apicais (1 ao 4), para o método e para a média entre observadores, verificou-se que a variabilidade das diferenças entre métodos está compreendida entre 12,807 (limite superior) e -165,204 (limite inferior), valores extremamente discrepantes que não nos permite incluir estes dados no estudo.

